الأساسيات في الفيزياء

الحيوية والطبية

الدكتور
مروان بن أحمد الفهاد

الدكتور
عبد الغني يوسف قرم

مكتبة العبيكان

الأساسيات في الفيزياء الحيوية والطبية

الدكتور مروان بن أحمد الفهاد   الدكتور عبدالغني يوسف قرم

ح مكتبة العبيكان، ١٤٢٦هـ

فهرسة مكتبة الملك فهد الوطنية أثناء النشر

الفهاد، مروان

الأساسيات في الفيزياء الحيوية والطبية. / مروان الفهاد؛ عبدالغني قرم. - الرياض ١٤٢٦هـ.

٣٦٠ص، ١٦,٥X٢٤سم

ردمك: ٧-٧٠٤-٤٠-٩٩٦٠

١- الفيزياء الحيوية أ - قرم، عبدالغني (مؤلف مشارك)

ب - العنوان

ديوي ٥٧٤,١٩١ ٨٣٨/ ١٤٢٦

ردمك: ٧-٧٠٤-٤٠-٩٩٦٠ رقم الإيداع: ٨٣٨/ ١٤٢٦

الطبعة الأولى

١٤٢٦هـ / ٢٠٠٥م

الناشر

مكتبة العبيكان

الرياض - العليا - تقاطع طريق الملك فهد مع العروبة.

ص.ب: ٦٢٨٠٧ الرياض ١١٥٩٥

هاتف: ٤١٦٠٠١٨، فاكس: ٤٦٥٠١٢٩

المحتويات

Contents

المقدمة

Introduction

إن المادة والحركة لايمكن فصلهما عن بعضهما البعض، وعلم الفيزياء يدرس أشكال الحركة الميكانيكية للمادة ومكوناتها. أما المادة فهي كل مانلمسه من حولنا في الطبيعة، ولها أشكال مختلفة وخواص متغيرة. وأما حركة المادة بالأساس فتكون محتواة في المادة نفسها.

ولدت الفيزياء منذ القديم حيث بدأت بقوانين بسيطة مثل آرخميدس وغيره، ولم تكن علماً قائماً بذاته.

أما تطور علم الفيزياء فقد بدأ في بداية القرن السابع عشر حيث ظهرت أعمال العلماء غاليليه-نيوتن-باسكال-بيرنولي وغيرهم.

هذا وفي القرن التاسع عشر ظهرت الفيزياء كعلم هادف مستقل بذاته حيث تحددت قوانينه ونظرياته مثل قانون حفظ الطاقة والنظرية الذرية للمادة وللضوء والتحريض الكهرومغناطيسي وغيرها بالإضافة إلى ولادة نظرية البنية الموجية وأسس دراسة المجال الكهرومغناطيسي.

في نهاية القرن التاسع عشر اعتمدت الفيزياء تصوراً خاطئاً عن الحركة الميكانيكية للجزيئات والأثير المرن وذلك بهدف توحيد كل العمليات الفيزيائية وعمل على ذلك مثل غلفاني، فولت، فاراداي، مكسويل وغيرهم. وحالياً تسمى هذه الفيزياء بالفيزياء التقليدية أو الكلاسيكية خلافاً للفيزياء الحديثة التي بدأت مع بداية القرن العشرين والتي اعتمدت النظرية النسبية والميكانيك التحليلي، حيث تم

اكتشاف قوانين جديدة تتعارض مع الميكانيك التقليدي واستناداً إلى هذا ظهر الميكانيك الكمي.

إن التحليل المعمق للقوانين الفيزيائية يعطي دائماً إمكانية أفضل لتطوير التوقعات العملية والتوصل إلى نظرية تعتمد عليها بعض القوانين العلمية.

إنّ الملاحظة والتجربة هما الأساس في وضع القوانين الفيزيائية. أما عملية التطور في الانتقال من التغير الكمي إلى التغير في طبيعة المادة (صلب، سائل، أوغاز)، والتغير الكمي في طول الأمواج الكهرومغناطيسية يؤدي إلى تغير في خواص الاشعاع، كالنفاذية مثلاً أو التغيرات الحرارية، كما أنّ التغير الكمي في عدد إلكترونات الذرة يؤدي إلى تغير خواصها الكيميائية والفيزيائية.

أما في الطب فقد لعبت الفيزياء دوراً هاماً في تطوره بدءاً من دراسة الخواص الفيزيائية للخلايا إلى آلية الإثارة وتنبيه الخلايا العصبية وتقلص وإرتخاء العضلات ووضع نظريات التحكم في الجمل الحية على مستويات مختلفة وكذلك نظام عملها... الخ.

واستناداً إلى ذلك فإن علم الفيزياء الحيوية يدرس الخواص العامة للمادة الحية، كجهاز السمع والبصر وحركية الدورة الدموية، الضغط الشرياني والتوازن الحراري والظواهر الالكترونية الحيوية في الأنسجة والأعضاء وماشابه ذلك.

هذا وقد طورت الفيزياء طرق التنظير الفيزيائية والمعالجة الفيزيائية أيضاً، حيث استخدم في ذلك الأشعة السينية والأمواج فائقة الصوت والمجهر الضوئي. هذا ولايوجد حالياً اختصاص طبي لا يستخدم الأجهزه الفيزيائية أو لا يطبق الطرق الفيزيائية في التشخيص والمعالجة، ومن الضروري أن يتعلم الطبيب مبدأ عمل الأجهزه الفيزيائية التي يستخدمها بالأضافة إلى أسس الفيزياء العامة المتعلقة

بهذه الأجهزة لأنه مهما تغيرت التطبيقات فإن القواعد الأساسية للفيزياء سيبقى معمولاً بها في كل زمان.

ومن الجدير بالذكر أن نبين بأن للأطباء فضل كبير على الفيزياء التي ترافقت مع علوم الفيزياء الحيوية والطبية والصيدلانية وغيرها من العلوم، إذأن عدداً كبيراً من مشاهير الفيزياء هم أطباء بالأصل وذلك من أمثال: باستور *(Pasteur)* ويونغ *(Young)* وكوبرنكوس *(Copernicus)* وبرنولي *(Bernoulli)* وجلبرت *(Gilbert)* وفان-هيلمهولتز *(Van-Helmholtes)* وبوازيل *(Boiseuille)* وغيرهم.

ولهذا يشير مصطلح الفيزياء الطبية إلى تطبيقات علم الفيزياء على الجسم البشري في حالتي الصحة والمرض وفي الممارسات الطبية الكثيرة.

ونشير أخيراً إلى أن ازدياد المعرفة وبتضافر الجهود البناءة لعلماء الفيزياء والطب والأحياء تم ولادة علوم الفيزياء الحيوية والطبية.

يتضمن هذا الكتاب على مقدمة في حساب الارتياب والوحدات، بالإضافة إلى أحد عشر فصلاً مبوبة على النحو التالي:

الفصل الأول: يتضمن دراسة الموائع وقوانينها الأساسية والظواهر السطحية والخاصية الشعرية واللزوجة وبعض التطبيقات الطبية.

الفصل الثاني: يتضمن دراسة الفيزياء الحيوية للدوران الدموي كمرونة الأوعية الدموية وعمل القلب والنبضات وقياس التوتر الشرياني وكمون (جهد) التأثير القلبي والقواعد الفيزيائية للتخطيط الكهربائي للقلب.

الفصل الثالث: يتضمن دراسة الظواهر التناضحية، كالظواهر الفعالة والمفعلة، والضغوط التناضحية وعمل الكلية وتدفق السائل.

الفصل الرابع: يتضمن دراسة توليد الأشعة السينية وحزم الالكترونات.

الفصل الخامس: يتضمن دراسة طرق استقصاء (استكشاف) الطب الاشعاعي كالتصوير التقليدي والتصوير المقطعي والتصوير بالمسح.

الفصل السادس: يتضمن دراسة أشعة الليزر والتأثيرات البيولوجية لليزر والتطبيقات الطبية الرئيسية له.

الفصل السابع: يتضمن دراسة فائقات الصوت في الطب كتوليد واستقبال فائقات الصوت والتأثيرات البيولوجية لفائقات الصوت والتطبيقات الطبية لفائقات الصوت.

الفصل الثامن: يتضمن دراسة الفيزياء النووية كبنية النواة وطاقة الارتباط والاندماج النووي والنشاط الاشعاعي.

الفصل التاسع: يتضمن دراسة التأثير المتبادل بين الأشعة والمادة، كمفهوم الكيرما ومفهوم الجرعة الممتصة والتعرض ومكافئ الجرعة والكشف والأشعة والصحة والتأثير على الخلايا الحية والجرعات العظمى المسموح بها والوقاية والمراقبة.

الفصل العاشر: يتضمن دراسة المعالجة بالأشعة وخطر المعالجة بالأشعة الخارجية.

الفصل الحادي عشر: يتضمن مقدمة في علم البلورات، كبنية الشبكة البلورية وخصائصها والصفات الأساسية والثانوية للبلورات وتشكل البلورات ونظرية نمو البلورات.

وينتهي الكتاب بأهم المراجع العربية والأجنبية والمصطلحات العلمية.

وأخيراً نرجو أن يكون هذا الكتاب عوناً أساسياً لطالب العلم في كليات الطب البشري وطب الأسنان والصيدلة والأحياء، وأن نكون قد وفقنا في بلوغ غايتنا.

راجين من الله عز وجل الأجر والثواب والتوفيق إلى مايحبه ويرضاه.

والله ولي التوفيق

الرياض

١٤٢٦ للهجرة



مدخل

مقدمة في حساب الأخطاء والوحدات

● تعاريف:

يتم قياس مقدار ما من خلال مقارنته مع مقدار آخر تمَّ اختياره اصطلاحياً، ويسمى بالوحدة، وتتضمن نتيجة القياس:

- قيمة عددية تمثل عدد الواحدات الموجودة في المقدار المقاس.
- الاشارة إلى الوحدة المستخدمة.

فإذا كانت (a) على سبيل المثال القيمة العددية لكمية فيزيائية معبر عنها بالواحدة u و b قيمتها العددية معبراً عنها بالواحدة u' حيث $u' = ku$ عندئذ يمكن تغيير الوحدة كما يلي:

$$au = bu' \Rightarrow \frac{b}{a} = \frac{u}{u'} = \frac{1}{k} \Rightarrow b = \frac{a}{k}$$

فمثلاً إذا كان الطول المقاس (a) بال (mm) يساوي إلى $(132\ mm)$ فإن قيمته العددية (b) تصبح عند استخدامنا المتر كوحدة:

$$(1m = 10^3 mm\ ,\ \ k = 10^3)$$

$$b = \frac{132}{1000} = 0.132m$$

لكن أي قياس يكون دائماً محاطاً ببعض الاخطاء المجهولة. ولهذا نتساءل ماذا نعمل للحصول على أفضل قياس ممكن وماهي دقة القياس وضمن أي مجال تتغير قيمة هذا المقدار الذي تمَّ قياسه.

● تقدير القيمة العددية - الأخطاء:

أخطاء القياس:

مهما كانت دقة الجهاز وصفة مستخدمه فلابد من وجود فرق بين القيمة

الحقيقية التي نرمز لها (A_o) للمقدرا والقيمة المقاسة التي نرمز لها (A) يسمى الخطأ في قيمة (A) ويعطى كما يلي:

$$\Delta \ A = A - A_o$$

إنَّ هذه الأخطاء يمكن أن تكون نظامية (الأخطاء التي تتكرر بإستمرار وفق إتجاه واحد) أو طارئة (الأخطاء التي تحدث من أسباب غير معروفة وهي متغيرة بالاشارة والقيمة المطلقة).

أ- الأخطاء النظامية ***Regular errors***:

1) خطأ الصفر أو الانتقال ***Systematic errors***:

من أجل جهاز محدد ومهما كانت قيمة (A_o) فقد يحدث أن يكون الفرق $(A - A_o)$ ذا قيمة ثابتة ولتكن (K)، والقيمة المقاسة مزاحة بالنسبة للقيمة الحقيقية، أي أنَّ:

$$A = A_o + K$$

يسمى خطأ كهذا خطأ الصفر.

2) الخطأ المتناسب أو المكبر ***Scaleerror***:

نصادف هذا النوع من الخطأ عندما يكون $(A - A_o)$ من أجل جهاز محدد ذي قيمة متناسبة مع (A_o)، أي:

$$\Delta A = K' A_o$$

ويكون:

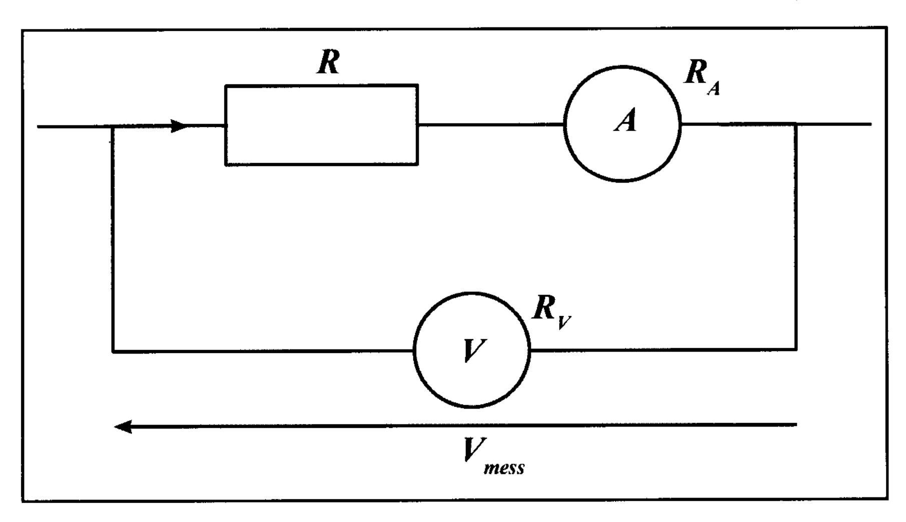
$$A = A_o + K' A_o = (K' + 1) A_o = K A_o$$

عادة يجب عدم وجود الأخطاء النظامية، وبغية التخلص منها يجب معايرة الاجهزه قبل كل قياس، والنظر شاقولياً (عمودياً) على المؤشر عند أخذ القراءة بالانتباه إلى سلم (تدريج) القياس وتسجيل قيمة التدريجة مع المعايرة المختارة. ويختفي هذا النوع من الخطأ عند استخدام جهاز إظهار رقمي.

ومثلاً إذا كانت التوترات الشريانية (ضغط الدم) للمرضى مرتفعة ودرجة حامضية الدم (PH) للدم منخفضة عندئذ يجب تعيير مقياس الضغط ومقياس (PH) بشكل جيد.

لنأخذ مثالاً عن طريقة القياس التي تُحدث خطأ بالزيادة أو بالنقصان.

لدى قياس مقاومة ناقل أومي باستخدام مقياس الفولت ومقياس الامبير يمكن اتباع احدى الطريقتين الآتيتين في التوصل إلى نتيجة انظر (الشكل 1) و(الشكل 2).



الشكل (1)

نلاحظ بأن مقياس الفولت يقيس فرق الجهد مابين طرفي الناقل ومقياس الامبير، أي أن:

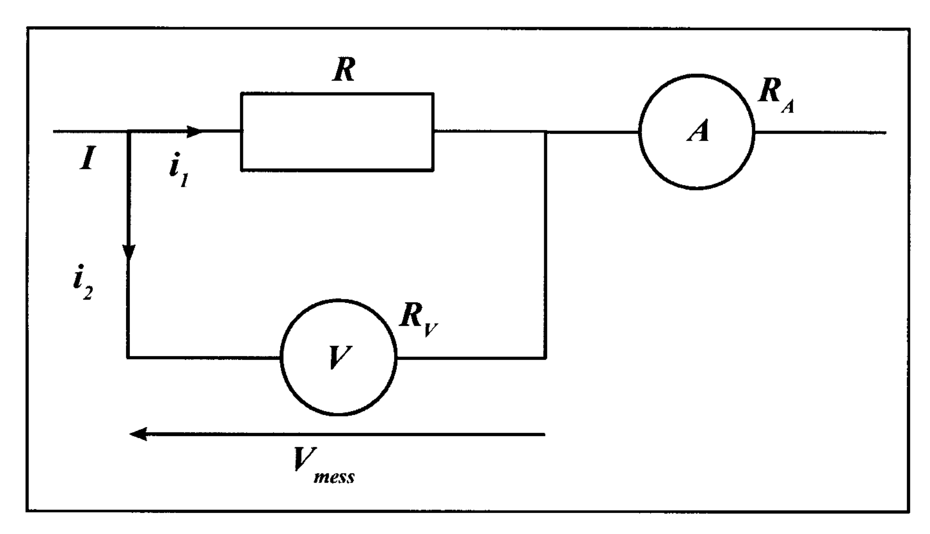
$$V = Ri_1 + R_A \ i_1$$

$$\Rightarrow Ri_1 = V - R_A i_1$$

يقوم مقياس الامبير بقياس i_1 :

$$I = i_1$$

وبتطبيق العلاقة المعروفة بإستخدام قانون أوم $R = \frac{V}{I}$ نرتكب خطأ نظامياً بالزيادة، وذلك بسبب الحد $R_A \ i$ - في بسط الكسر السابق. والآن انظر (الشكل 2).



الشكل (2)

نلاحظ بأن مقياس الفولت يقيس فرق الجهد بين طرفي الناقل الاومي فقط.

$$V = Ri'_1$$

بينما يقوم مقياس الامبير بقياس شدة التيار:

$$I = i'_1 + i'_2 \rangle\ i'_1$$

وبتطبيق العلاقة $R = \frac{V}{I}$ نرتكب خطأ نظامياً بالنقصان.

إن العلاقة $R = \frac{V}{I}$ تأخذ بعين الاعتبار مقاومات مقياس التيار ومقياس الجهد وفي حالات كهذه يمكن حساب الخطأ وتصحيح القيمة المقاسة. ويجب الاشارة الى أنه عند وجود عيب في الجهاز نتيجة الاستخدام أو النوعية السيئة فيجب إصلاحه أو استبعاده كلياً.

ب- الاخطاء العشوائية *Random error*:

وهي موجودة دائماً، وعلى عكس الاخطاء النظامية فإن قيمتها الحقيقية لا يمكن أن تكون معروفة، فمن أجل القياس نفسه وباستخدام نفسه وباستخدام الجهاز نفسه تتغير قيمها صدفة (عشوائياً) بالاشارة وبالقيمة المطلقة، وبغية تقديرها نستخدم مفهوم الخطأ.

مثلاً: تتغير شدة التيار الكهربائي الضعيف بسبب الحركة العشوائية للتهيج الحراري التي تضاف الى الحركة الاجمالية للالكترونات وكذلك بتغير طول قطعة معدنية مصقولة بشكل سيء.

1) الخأ المطلق *Absolute error*:

هو بالتعريف القيمة المطلقة للخطأ الاعظمي $\Delta A = |A - A_o|_{max}$ ، هذا ولايمكن معرفة القيمة (A_o) بدقة من القياس بل نعرف فقط بأنها محصورة بين القيمتين المختلفتين:

$$A + \Delta A \quad و \quad A - \Delta A$$

أي:

$$A - \Delta A \langle A_o \langle A + \Delta A$$

وقد تكتب:

$$A_o = A \pm \Delta A$$

2) الخطأ النسبي *Fractional error*:

لا تدل قيمة الخطأ المطلق على دقة القياس.

فعلى سبيل المثال إذا كان الخطأ المطلق $(\Delta A = 1 \ cm)$ وكان الطول المقاس هو $(100 \ m)$ فالدقة عندئذ جيدة. أما إذا كان الطول المقاس هو $(1 \ m)$ فالدقة عندئذ متواضعة. لكن إذا كان الطول المقياس هو $(1 \ cm)$ فالدقة عندئذ كبيرة للغاية.

وبناء على ماتقدم وبغية تقدير دقة قياس ننسب الخطأ المطلق الى القيمة المقيسة للمقدار فنحصل عندئذ على الخطأ النسبي.

$$\text{الارتياب الخطأ} = \frac{\Delta A}{A}$$

3) حساب الأخطاء *Errors calculation*:

يمكن قياس المقادير إما بشكل مباشر (قياس طول بالمتر) أو بشكل غيرمباشر، وهذا يعني أنه يتم الحصول على النتيجة بعد الحساب ابتداءً من مقدار واحد أو عدة مقادير مقاسة مباشرة. وكمثال على ذلك ايجاد سطح مستطيل ابتداء من قياسات مباشرة. وكمثال على ذلك أيضاً ايجاد سطح مستطيل ابتداء من

قياسات للطول (L) والعرض (I) ثم حساب حاصل الضرب $(L.I)$.

في حالة القياسات المباشرة يتم تقدير الخطأ على النحو التالي:

1- ابتداء من تدريجات جهاز القياس كأن يكون مثلاً (متر مدرج بالميليمتر، فالارتياب المطلق عندئذ يكون *0.5 mm* بأعتبار أن أضغر تدريجة تساوي *1 mm*). وبشكل عام نأخذ الارتياب المطلق مساو لنصف أصغر تدريجة على الجهاز.

2- بإجراء القياس نفسه عدة مرات، فإذا وجدنا نتائج القياس هي: *101 mm*، *103 mm*، *105 mm*، فعندئذ يمكننا القول أن القيمة التقديرية للمقدار هي متوسط القياسات السابقة، أي $A = 103\ mm$ ويكون الخطأ المطلق $\Delta A = 2\ \ mm$

ومنه فإن:

$$A_o = (103 \pm 2)\ \ mm$$

في حالة القياسات اللامباشرة تكون مقادير الأخطاء في القيم المقاسة مباشرة ونفتش عن الخطأ في النتيجة النهائية المحسوبة، يرتكز هذا النموذج من الحساب على فعلين:

×- الخطأ الذي لايحسب إلا بطريقة تقريبية، عندئذ فإن عدداً واحداً معبراً يكفي في الحالة العامة.

×- الخطأ المطلق *absolute difference* وهو في الحالة العامة صغير جداً امام القيمة المقاسة.

$$\Delta A \ll | A |$$

ويمكننا بالتالي اعتبار المفاهيم المبرهن عنها في الرياضيات والمتعلقة بالتفاضلات (صغير جدا) صالحة للأخطاء المطلقة، ونطابق بين الخطأ (ΔA) وتفاضل (A) متذكرين اننا لا نعرف اشارة الخطأ، ولهذا يجب علينا اثناء عملية الطرح تصور الحالة الحدية التي يكون فيها للخطأين اشارات متعاكسة ومن ثم جمع قيمهما المطلقة، وهذا يعني معرفة مقدار الخطأ، وسنشير إلى أكثر أنواع الخطأ أنتشاراً وهي:

a- الخطأ في الجمع أو الطرح:

$$S = A + B \qquad D = A - B$$

$$dS = dA + dB \qquad dD = dA - dB$$

$$\Delta S = \Delta A + \Delta B \qquad \Delta D = \Delta A + \Delta B$$

من الهام ملاحظة أنه في حالة الطرح يكون الخطأ النسبي بشكل عام كبيراً جداً وبالتالي فالدقة تكون صغيرة جداً.

b- الخطأ في عمليتي الضرب والتقسيم:

$$P = A \cdot B \qquad Q = \frac{A}{B}$$

فبغية التحويل الى الجمع أو الطرح نتبع (طريقة التفاضلات اللوغاريتمية)

$$\log P = \log A + \log B \qquad \log Q = \log A - \log B$$

$$\frac{dP}{P} = \frac{dA}{A} - \frac{dB}{B} \qquad \frac{dQ}{Q} = \frac{dA}{A} - \frac{dB}{B}$$

$$\frac{\Delta P}{P} = \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta B}{B} \qquad \frac{\Delta Q}{Q} = \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta B}{B}$$

c- الخطأ في تابع ما:

$$y = f(A)$$

بالتعريف: أن مشتق (y) بالنسبة للمقدار (A) هو:

$$y'A = \frac{dy}{dA}$$

إذن:

$$\Delta y = |\ y'A\ | \cdot \Delta A \qquad\qquad dy = y'A \cdot dA$$

ملاحظات عامة:

1- يجب عدم الخلط مابين الخطأ والتغيُّرية البيولوجية، فالخطأ مرتبط بالقياس، فهو ينتج من قياساتنا المتعددة للقيمة الحقيقية نفسها (A_o) وهي ثابتة، فنجد نتائج ممتدة مابين $A_o - \Delta A$ و $A_o + \Delta A$ بينما في التغيرية البيولوجية فإن القيمة الحقيقية (A_o) هي نفسها التي تتغير. فمثلاً جميع الرجال المتساوون بالعمر لا يملكون نفس المقاس (حجم، طول...).

2- يقدم حساب الخطأ فائدته الاساسية عندما نعتمد قياساً واحداً، فإذا استطعنا الحصول به على عدة قيم لها نفس المقدار ضمن نفس الشروط فإن الاحصاء يسمح لنا بتفسيرات أكثر دقة.

4) نتائج:

لايمكن أن تحتوي القيمة العددية على أرقام معبرة أصغر من قيمة الخطأ المطلق، مكا أنَّه لا معنى للتعبير الرياضي 1255.65 ± 1، وذلك عند مقارنة العدد 1 بالعدد 1255.65.

وأنه عندما لاتكون قيمة الخطأ معطاة فإننا نستطيع تقديرها كحد أدنى بوحدة آخر رقم.

فمثلاً:

$A_1 = 56$ يمكننا افتراض أن $\Delta A_1 \rangle 1$

$A_2 = 56.0$ يمكننا افتراض أن $\Delta A_2 \rangle 0.1$

أما من أجل القيم المستخدمة عملياً في الطب الحيوي (نتائج تحاليل بيولوجية مثلاً) فإن الدقة (الخطأ النسبي) أفضل مايمكن 0.01 لذا يجب أن تكون القيمة العددية للنتيجة محتوية كحد أقصى على ثلاثة ارقام وفاصلة، ولهذا يتم استخدام مضاعفات واجزاء الوحدات، انظر (الجدول 1).

الرمز	الاســم	العامل
m	ميللي *Milli*	10^{-3}
μ	ميكرو *Micro*	10^{-6}
n	نانو *Nano*	10^{-9}
p	بيكو *Pico*	10^{-12}
f	فمتو *Femto*	10^{-15}
a	اتتو *Atto*	10^{-18}
T	تيرا *Tera*	10^{12}
G	جيغا *Gega*	10^{9}

جدول (1)

الرمز	الاسم	العامل
M	ميغا *Mega*	10^6
K	كيلو *Kilo*	10^3

تابع الجدول (1)

5) خلاصة :

- يقال أن العمليات الرياضية صحيحة ودقيقة تماماً وهذا خطأ، فالبرهان الرياضي هو نفسه صحيح ودقيق تماماً، ولكن بمجرد أن نعالج يدوياً قيماً عددية توجد عندئذ اخطاء.

وأن التمثيل العشري للأعداد: π , $\sqrt{3}$, $\sqrt{2}$ غير ممكن بدقة تامة وينطبق هذا على كل الاعداد غير الكسرية.

ليست الفيزياء علماً دقيقاً تماماً فعلى سبيل المثال.

في الالكترونيات نعلم بأنه في مضخمات المجموعات العالية الدقة، التلفازات، المذياعات، تتغير الدقة في قيم المقاومات والمكثفات مابين 5 و 20 بالمئة.

ولكن ماذا نقول عندئذ في الفيزياء الحيوية والبيولوجيا. إذا كانت معلوماتنا التي تزداد سنة بعد سنة تسمح لنا بالفهم الجيد وتفسير الظواهر الفيزيائية في الكائن الحي وكذلك الاحاطة الجيدة بالحقيقة البيولوجية بالبرهان، ومع ذلك توجد عدة مجاهيل حتى الان تحتاج إلى مزيد من البحث. من جهة أخرى فإن جميع الكائنات البشرية ليست متماثلة، فهي لاتمتلك الكتلة نفسها ولاالمقاس نفسه... الخ أي يوجد تموج نظامي لها.

يبين (الجدول 2) القيمتين الحديثيتن للتراكيز الرئيسية لمركبات بلازما الدم كما يوضح بأنه لا يوجد لكل واحد منها قيمة نظامية بل متسع من القيم النظامية. والمزعج مايحدث غالباً، ومن أجل التبسيط والحفظ، أن يحفظ الطالب عن ظهر قلب القيمة المتوسطة كقيمة نظامية معتبراً الابتعاد عن هذه القيمة حالة مرضية.

إنّ تبسيط البراهين وحل التمارين العددية البسيطة. والمؤدية غالباً الى الابتعاد عن الحقيقة البيولوجية يجب الا يبلبل ذهن الطالب ويجعله يعامل الكائن الحي كآلة ويطبق عليه القوانين في حين أنه سيرى أمامه كائنات بشرية لها معايير غير رقمية (حالة نفسية، بيئية... الخ) ذات دور كبير.

اسم المركب	الفاصل الطبيعي	تركيز مولي متوسط بال *m mol/1*	تركيز مولي متوسط بال *m mol/kg*	تركيز متوسط بال *mEq/1*
Glucose	*3 - 5.5 mmol/1*	4.0	4.24	-
Ure	*2.3 - 8.5 mmol/1*	5.0	5.30	-
Na^{++}	*136 - 144 mmol/1*	140	148	140
K^{+}	*3.6 - 5.0 mmol/1*	4.0	4.24	4.0
Calcium	*2.15 - 2.60 mmol/1*	-	-	-

الجدول (2) قيم عادية لتراكيز مركبات بلازما مألوفة القياس (المركبات التي تراكيزها المتوسطة اقل او تساوي *1 mm01/1* غير موجودة في هذا الجدول

تركيز متوسط بال mEq/l	تركيز مولي متوسط بال m mol/kg	تركيز مولي متوسط بال m mol/l	الفاصل الطبيعي	اسم المركب
2.12	1.06	1.0	*0.95 - 1.12 mmol/l*	Ca^{++} *libre*
-	0	-	*0.5 - 1.00 mmol/l*	*Mg.total*
¯ 1	¯ 0.5	¯ 0.5	*¯0.5 mmol/l*	Mg^{++} *libre*
100	106	100	*96 - 105 mmol/l*	Cl^-
26	27.6	26	*24 - 30 mmol/l*	HCO_3^-
				$PO_4H_2^-$ *et*
2.25 (2)	1.32	1.25	*0.80 - 1.55 mmol/l*	PO_4H^{--}
16 (5)	1.06	1.0 (4)	*60 - 75 mmol/l (3)*	*Porteines*
				Osmolaite
	290		*280 - 300 mmol/l*	*Mesure (6)*

تابع الجدول (2) قيم عادية لتراكيز مركبات بلازما مألوفة القياس (المركبات التي تراكيزها المتوسطة اقل او تساوي *1 mm01/l* غير موجودة في هذا الجدول

ملاحظات حول الجدول (2):

1- القيم الحدية العادية والمتقاربة هي من أجل بعض المركبات المتباعدة كثيراً عن بعضها البعض. كما أن القيمة النظامية تتعلق بعمر الشخص وساعة أخذ المركب وشروط الحياة، وطريقة الجرعة المستخدمة ... الخ. ولكن حتى من أجل الايونات التي تأرجحها أقل مايمكن فهو دائماً اكبر من 3% حول القيمة المتوسطة.

يجب ألا نعتبر القيمة المتوسطة كمعيار مطلق وأن نعزو أقل تغير فيها إلى منشأ مرضي.

2- في (pH) الشرياني العادي للدم $(PO_4H^{--}) = 4\ (PO_4H_2^{--})$.

3- البروتينات هي مزيج والتركيز الوزني مقبول.

4- عندما تكون النسبة المئوية للمزيج البروتيني نظامياً.

5- في (pH) الدموي تكون البروتينات متفككة مثل ايونات سالبة الشحنة واذا كانت النسبة المئوية للمزيج البروتيني عادية فإن التكافؤ المتوسط هو 16.

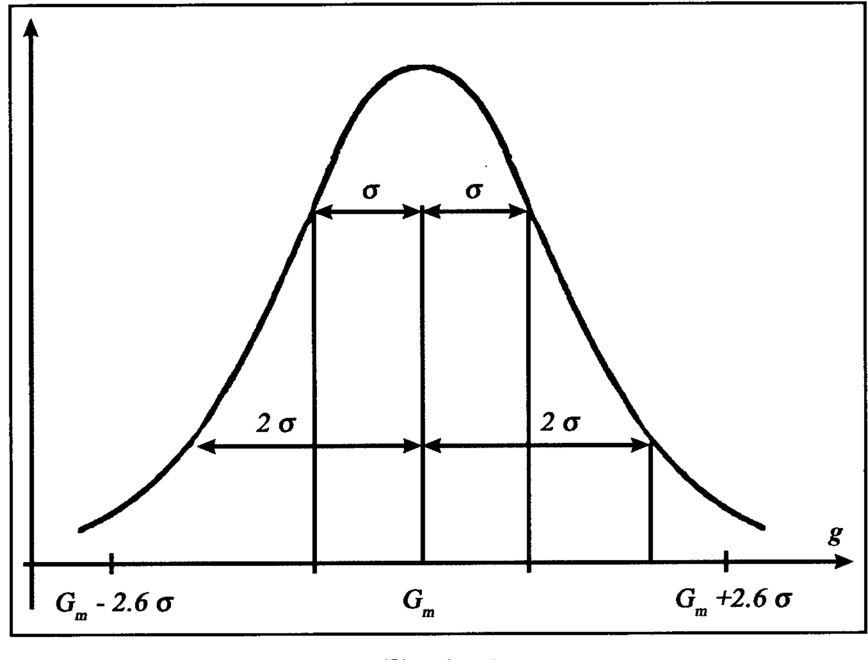
6- أن تكون القيمة المقاسة للاسمولاليتيه أصغر من مجموع التراكيز المولية للمركبات الموجودة يعود الى الفرق مابين التركيز والفعالية.

7- أن مفهوم الارتياب والخطأ نفسه يجب أن يكون دائماً في مخيلة الطبيب عند تفسير القيم العددية (نتائج التحليل البيولوجية خاصة) وبالفعل فإنه يضاف إلى ارتيابات القياس في هذه الحالات الاخطاء الطارئة المحتملة أثناء حمل المريض والنقل إلى المختبر... الخ.

إن تفسير النتائج العددية هذه يجب أن يكون مبنياً على الدراسة والتحليل السليم وليس بشكل تلقائي، فتشخيص المرض يجب ألا يكون إفتراضياً وبالاحرى الشروع في العلاج الطبي بالنظر إلى قيمة عددية مرضية منعزلة.

● الاحصاء والاحتمال *Statistics and probability*:

لنفترض أنه استطعنا اجراء عدد كبير من القياسات المستقلة عن بعضها البعض للمقدار نفسه وأن الرسم البياني للنتائج التي تم الحصول عليها هو كما في (الشكل 3).



الشكل (3)

نلاحظ بأن المنحنى البياني الناتج متناظر وهو مميز بعددين هما المتوسط (G_m) والفرق من النوع (σ).

حيث (σ) يميز تشتت النتائج وأن احتمال وجود القيمة المقاسة الآتية ضمن المجال الذي مركزه (G_m).

1- ونصف عرضه (σ) يساوي الى 56%.

2- ونصف عرضه (σ) يساوي الى 95%.

3- ونصف عرضه (σ) يساوي الى 99%.

أي أن المجال الذي مركزه يقع في الوسط (G_m) يحتوي على النتيجة باحتمال

قدره (P)، وأن (P) التي يعبر عنها بنسبة مئوية هي مستوى الثقة (نسبة الثقة) وأن المجال الملائم هو مجال الثقة.

ونرى من أجل المنحنى النظري الموصوف اعلاه أن مستوى الثقة 99% يوافق مجال الثقة

$$(G_m - 2.6\sigma \quad , \quad G_m + 2.6\sigma)$$

• نتائج تجريبية في الفيزياء:

عملياً لا يستطيع الفيزيائي القيام بعدد كبير من القياسات المستقلة بل بقياس وحيد أو بعدة قياسات. وبالتالي فإن (G_m) و (σ) الواردتين في الشرح النظري تكونان مجهولتين ويجب تقديرهما. ويعبر عن النتيجة المقاسة بعددين هما المركز ونصف عرض مجال الثقة، وسنعرض فيما يلي للحالتين الآتيتين:

أ- حالة قياس وحيد :

في عدد كبير من الحالات لا يكون القياس قابلاً للاعادة (أثناء جولة قياس pH، أثناء تفاعل بطئ...).

اذاً نملك نتيجة وحيدة هي (g) وأنه بغية تحديد مجال الثقة عند مستوى ثقة معطى لا يتوفر لدينا سوى التعليمات المعطاة من قبل صانع جهاز القياس التي تقود الى خطأ مطلق (ε_{max}). وسنتقبل عند مستوى ثقة من مرتبة 99% إن القيمة المجهولة (G) تكون محتواة ضمن مجال الثقة الذي مركزه يقع على (g) ونصف عرضه (ε_{max}) :

$$g - \varepsilon_{max} \ \langle \ G \ \langle \ g + \varepsilon_{max}$$

ب- حالة عدة قياسات:

لنفترض أنه يمكن اعادة القياس. ولنفترض بأن (n) جهاز من نفس النوعية يقيس نفس المقدار.

ولتكن:

$$g_1 \;,\; g_2 \;\cdots\; g_i \;,\; \cdots\; g_n$$

نتائج (n) قياس. ولتكن القيمة المتوسطة للقيم التي تم الحصول عليها. أن $(\bar{g})$ هي قيمة (G_m) أما قيمة (σ) فهي (S_n) (ملمس/ زر / σ_{n-1} في الآلات الحاسبة) أي أن:

$$i=n$$

$$\bar{g}=\frac{i=1}{n}$$

$$S_n=\sqrt{\frac{n^{\overset{n}{\Sigma}}=1^{(g_i-\bar{g})^2}}{n-1}}$$

وأنه عند اجراء عدة قياسات يتم تقليص مجال الثقة، ويكون مجال الثقة عند مستوى ثقة (P) هو:

$$\bar{g}-t_{n,p}\;\frac{S_n}{\sqrt{n}}\;\leq\;G\;\leq\;\bar{g}+t_{n,p}\;\frac{S_n}{\sqrt{n}}$$

حيث $(t_{n,p})$ معامل عددي معطى ضمن جداول معلومة ويتعلق بمستوى الثقة (P) وبالعدد (n) للقياسات المنفذة.

قيم المعامل t_{nlp}

n	5	6	7	8	9	10	12	16	20	50	∞
P=95%	2.78	2.57	2.45	2.37	2.31	2.26	2.20	2.13	2.09	2.01	1.96
P=99%	4.60	4.03	3.71	3.50	3.36	3.25	3.11	2.95	2.86	2.68	2.57

• كيفية حساب ε_{max}

1- اجهزة بسلم مدرج وعقرب ويتم الحساب بإستخدام العلاقة الرياضية:

$$\varepsilon_{max} = \frac{c}{100} C$$

حيث:

c: صنف دقة الجهاز ويشار إليه من قبل صانعه

C: القيمة العظمى للسلم المدرج.

مثال:

إذا كان صنف الدقة لمقياس الفولت المستخدم يساوي (2) والقيمة العظمى للسلم المدرج هي $(15V)$ فإن:

$$\varepsilon_{max} = \frac{2}{100} \times 15 = 0.3V$$

فإذا كان فرق الجهد المقاس هو:

$$V_1 = 10.0V$$

فإن

$$\frac{\varepsilon_{max}}{V_1} = \frac{0.3}{10} = 3\%$$

أما إذا كان فرق الكمون المقاس هو:

$$V_2 = 5.0V$$

فإن:

$$\frac{\varepsilon_{max}}{V_2} = \frac{0.3}{5} = 6\%$$

وبالمقارنة نجد بأن قياس (V_1) اكثر دقة من قياس (V_2) وأنه يجب اختيار القيمة العظمى للسلم المدرج حيث يكون عقرب الجهاز واقعاً في النصف الثاني للسلم المدرج.

2- اجهزة اظهار عددية:

إذا كانت القيمة العظمى المختارة التي يقيسها الفولت تساوي $(20V)$ وكانت القيمة التي يقيسها هذا المقياس هي $(V = 11.053V)$ فإن صانع الجهاز يشير إلى أن (ε_{max}) تساوي إلى (0.5%) من القيمة المقروءة يضاف إليها (3) وحدات موافقة لأخر رقم ظاهر وأن أخر رقم ظاهر يرافق $(0.001V)$ ومنه:

$$\varepsilon_{max} = \frac{0.5}{100} \times 11.053 + 3 \times 0.001 = 0.058V$$

● **الوحدات *Measurement units*:**

أ- الأبعاد:

1) تعريف:

يمكن التعبير عن معظم المقادير الفيزيائية (G) ولاسيما المقادير الميكانيكية والكهربائية ابتداءً من ثلاثة مقادير تم اختيارها بشكل ملائم وهي: الطول L، الكتلة M، الزمن T.

تعطى العلاقة الرمزية التي تربط مابين هذه المقادير (عند عدم ادخال قيم عددية) بالشكل التالي:

$$G = L^{\alpha} \quad M^{\beta} \quad T^{\gamma}$$

حيث $(\gamma \ , \ \beta \ , \ \alpha)$ يمكن أن تكون موجبة أو سالبة أو معدومة صحيحة أو كسرية.

وتسمى العلاقة السابقة معادلة ابعاد (G) وعندما تكون $(\gamma \ , \ \beta \ , \ \alpha = 0)$ فإن $(G=1)$ ولهذا يمكننا القول بأن المقدار (G) في هذه الحالة بدون بعد.

2) فائدة:

يمكن التعبير عن معظم الوحدات ابتداءً من ثلاثة مقادير وأن مجموع الوحدات الثلاثة الاساسية تشكل نظام وحدات. فمثلاً في $(c.g.s)$ المستخدم ايضاً من بعض البيولوجيين فإن الوحدات الثلاثة الأساسية هي: الطول (cm)، الكتلة (gr)، الزمن (s).

وفي الوقت الحاضر فإن النظام الرسمي المعتمد للقياس هو القياس الدولي (SI).

في كل علاقة رياضية فيزيائية يوجد تجانس في البعد وهذا يعني أنه على سبيل المثال، وإذا كان لدينا:

$$a = b + c - d$$

فإن ابعاد (a, b, c, d) هي نفسها وذلك كي تكون العلاقة صحيحة.

عندما تحتوي معادلات الابعاد على توابع مثل:

sin ، exp ، log ... الخ

فإن جميع المقادير المعبر عنها بهذه التوابع تكون بدون ابعاد. فمثلاً:

$a = log\ b$ $\qquad$ $c = e^d$ $\qquad$ $f = sin\ g$ ... الخ

فإن: (a,b,c,d,f,g) تكون بدون ابعاد.

ب- النظام الدولي للقياس SI:

يعبر عن وحدات قياس الكميات الأساسية السبعة لهذا النظام بالوحدات التالية:

واحدة الطول هي	m	(متر)
واحدة الزمن هي	s	(ثانية)
واحدة الكتلة هي	Kg	(كيلوغرام)
شدة التيار المقاسة	A	(أمبير)
شدة الإضاءة المقاسة	Cd	(شمعة)
شدة الحرارة المقاسة	K	(كالفن)
كمية المادة المقاسة	mol	(مول)

وهناك وحدتان إضافيتان هما الراديان لقياس الزاوية المستوية والستيراديان لقياس الزاوية المجسمة.

تمارين غير محلولة

1) يبين الجول التالي القيم النظرية (X_o) لمقدار ما والقيم (X) المقاسة:

مالذي يمكن استنتاجه من هذا الجدول:

X_o	100	200	300	400	500	600	700	800
X	111	209	310	409	511	610	709	811

2) يبين الجول التالي القيم النظرية (X_o) لمقدار ما والقيم (X) المقاسة:

مالذي يمكن استنتاجه من هذا الجدول:

X_o	100	200	300	400	500	600	700	800
X	104	211	315	421	524	630	734	840

3) تم معايرة تركيز Na^+ في بلازما دم شخص ما وبدقة (0.01) فوجد في اليوم الأول(140) وفي اليوم الثاني (141) هل ازداد تركيز (Na^+) بين اليوم الأول واليوم الثاني.

4) بغية تعيين قيمة (pH)، تم قياس فرق الجهد الكهربائي $V\,(volts)$ ودرجة الحرارة $T = 273 + \theta^\circ C$ ومن ثم تطبيق العلاقة التالية:

$$pH = \frac{V + 0.416}{19.83 \times 10^{-5}\,T}$$

فكانت نتائج القياس هي:

$$T = 0.184 \pm 0.001 \quad Volts$$

$$\theta^\circ \quad C = 27 \pm 1^\circ C$$

وأن $pH = 10.085$.

كيف توضح هذه النتيجة (نفترض بأن الخطأ على 273 و 0.416 و $19.83 \times 10^{-5} \quad T$ مهملة).

5) في التمرين رقم (4) هل نستطيع باستخدام مقياس فولت أكثر دقة (خطأ V أقل) الوصول إلى دقة في (pH) أكبر بعشر مرات.

6) تعطى العلاقات مابين (pH) وتركيز H^+ كما يلي:

$$pH = -log\,(H^+)$$

أو:

$$(H^+) = 10^{-pH}$$

عندما $pH = 10.085$

يكون $(H^+) = 82.2P\ \ mol/1$

استنتج الخطأ المطلق ل (H^+) من ارتياب (pH) الذي تم الحصول عليه في التمرين رقم (4) كيف تفسر النتيجة ل(H^+).

7) تم إذابة $161\ gr$ من السكر في الماء بحيث أن الحجم الكلي للمحلول الناتج هو (3) لتر ماهو التركيز بالغرام في اللتر للسكر في المحلول.

8) تم إذابة $(161.0\ gr)$ من السكر في الماء بحيث أن الحجم الكلي يساوي (3) لتر ماهو التركيز بالغرام في اللتر للسكر في المحلول.

الفصل
الأول

الموائع والظواهر السطحية

Fluids & The Syrface Phenomena

1-1 مقدمة *Introduction*:

يشير المبدأ الأساسي في علم التحريك بأن الكتلة (m) الخاضعة لتأثير قوة خارجية $(\vec{F})$ تتحرك بتسارع $(\vec{a})$ وفق العلاقة التالية:

$$\vec{F}(N) = m(kg) \cdot \vec{a}\ \left(\frac{m}{s^2}\right)$$

وعندما يكون التسارع $(\vec{a})$ هو تسارع الجاذبية الارضية $(\vec{g})$ فإن المقدار المتجه $(m\vec{g})$ يعبر عن ثقل الكتلة (m).

وعند تطبيق القوة $(\vec{F})$ على مائع (سوائل وغازات) فإنها تتوزع على السطح (S). لذا نعرِّف الضغط (P) على أنه حاصل قسمة القوة المؤثرة على مساحة السطح أي :

$$P = \frac{F(N)}{S(m^2)} \qquad \text{(تعريف الضغط)} \qquad (1\text{-}1)$$

وأن الضغط مرتبط بوجود المادة، فعند غيابها يكون الضغط معدوماً. ويتسبب ثقل المائع الساكن بضغط سكوني يخضع للقوانين التالية:

1- في أي نقطة من المائع، يكون لهذا الضغط نفس القيمة في جميع الإتجاهات.

2- في كل نقطة من نقاط نفس المستوي الأفقي، يكون لهذا الضغط القيمة نفسها.

3- يُعطى فرق الضغط (ΔP) ما بين مستويين ، فرق الارتفاع بينهما (Δh)، في مائع كتلته الحجمية (ρ)(كثافته). ويخضع لتسارع الجاذبية الارضية $(\vec{g})$ بالعلاقة التالية:

$$\Delta P\ (pascal) = -\rho\ \left(\frac{kg}{m^3}\right)\ \vec{g}\ \left(\frac{m}{s^2}\right)\ \Delta\ \ h\ (m) \qquad (1\text{-}2)$$

حيث نلاحظ أنه عند إزدياد (h) فإن الضغط يتناقص. ويمكننا أن نستنتج من القوانين السابقة أن للضغط السكوني نفس القيمة في جميع المناحي (الاتجاهات)، لأنه عند ارتفاع معين يكون الضغط مستقلاً عن توجه السطح. وأن الغلاف الجوي يتسبب بضغط جوي قيمته متناقصة مع الارتفاع.

وهكذا فإن جميع الأشياء وجميع الكائنات الحية تخضع لهذا الضغط.

لذا يطلق اسم الضغط (P) لمائع داخل جملة (نظام) على فرق الضغط ما بين نقطة تقع داخل الجملة وأخرى تقع خارجها أي أن:

$$P(pascal) = P_{int} - P_{ext} \qquad (1\text{-}3)$$

فعندما نتكلم عن ضغط الهواء داخل إطار مطاطي، هذا يعني فرق الضغط بين نقطة تقع داخل الاطار والضغط الخارجي (الضغط الجوي). وكذلك فإن ضغط الدم في الأوعية الدموية هو في الحقيقة فرق الضغط ما بين نقطة تقع داخل الوعاء الدموي وأخرى تقع خارجه. وأنه أثناء الغوص في الماء (غير قابل للانضغاط) بمقدار عشرة أمتار يزداد الضغط بمقدار واحد جو $(1.0\ atm)$ ويقاس الضغط في النظام الدولي بالباسكال $(Pascal)$، عندما تقاس القوة بالنيوتن ومساحة السطح بالمتر المربع.

وهناك وحدة مستخدمة في الطب لقياس الضغط الشرياني وهي $(mmHg)$ وهي عبارة عن الضغط الذي ينتج فرقاً في الارتفاع مقداره $(1.0mm)$ في مقياس الضغط الزئبقي حيث الكتلة الحجمية (الكثافة) للزئبق تساوي $(13600kg/m^3)$.

وبعد الرجوع الى العلاقة:

$$P = h\rho\ \vec{g}$$

نجد أن :

$$1mmHg = \left(10^{-3}m\right)\cdot\left(13600Kg/m^{3}\right)\cdot\left(9.81m/sec^{2}\right) = 133.4P_{a}$$

أما الضغط الجوي فهو عبارة عن قيمة ضغط الغلاف الجوي الشاقولي (العمودي) عند مستوى سطح البحر.

$$1atm = 1bar = 760mmHg = 760\times 133.4 \cong 10^{5}\,Pa$$

1-2 الظواهر السطحية *Surface Phenomena*:

توجد الظواهر السطحية على السطح الفاصل ما بين طورين *two phases* مختلفين (الطور هو عبارة عن جزء من جملة فيزيائية-كيميائية يبدو متجانساً) حيث تنشأ تأثيرات متبادلة مابين جزيئات هذين الطورين المختلفين.

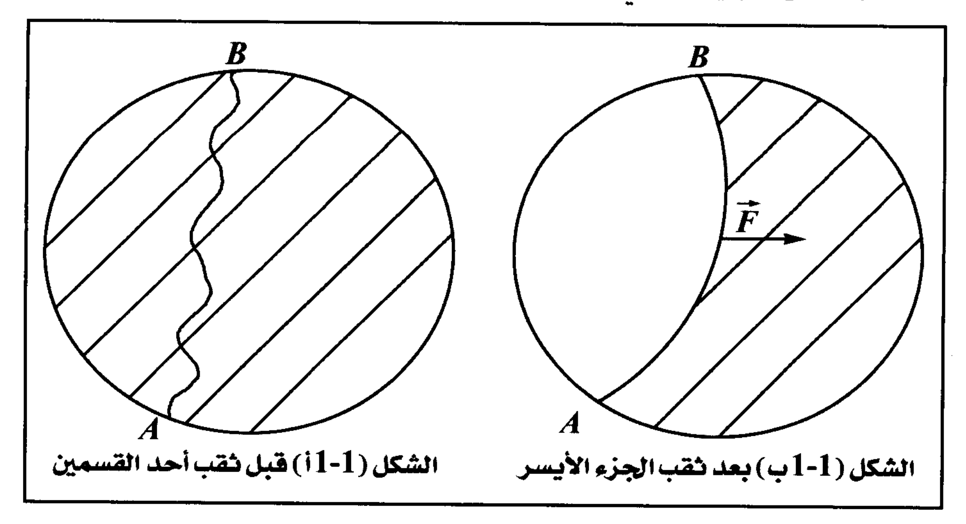
وتكون هذه التأثيرات مهملة عندما تكون السطوح المعنية صغيرة بالنسبة للحجوم الموافقة لها. ويمكن أن تصبح هامة عندما تكون هذه السطوح كبيرة نسبياً وهذا يعني أن يكون الطور في حالة انتشار كبيرة.

ففي حالة المكعبات التي طول ضلعها (a) وبالتالي حجمها (a^3) ومساحة سطحها $(6a^2)$ تكون النسبة (سطح/حجم) مساوية إلى $(6a^{-1})$ أما بالنسبة للكرات التي أنصاف آقطارها (r) وحجومها $(\frac{4}{3}\pi\ r^3)$ ومساحة سطوحها $(4\pi\ r^2)$ فتكون النسبة (سطح/حجم) مساوية الى $(3r^{-1})$ وأنه كلما كانت المادة منتشرة (a أو r صغيرة) كلما كانت النسبة (سطح/حجم) كبيرة، مثلاً: من أجل كرة حجمها لتراً واحداً (نصف قطرها $0.062m$) فإن النسبة (سطح/حجم) تساوي $(48.4m^{-1})$. بينما من أجل قطرة أو خلية يفترض أنها كروية نصف قطرها $(1.0\mu m)$ فإن النسبة تساوي الى $(3.10^{6}\,m^{-1})$.

مما سبق نرى أنه إذا كانت الظواهر السطحية لكرة حجمها لتراً واحداً مهملة أمام العوامل الفيزيائية (الجاذبية الأرضية، تأثير المجال الكهربائي ... الخ)، فإنها لا تكون مهملة من أجل الكرات الميكروية (الكرات التي أنصاف أقطارها من رتبة الميكرون) ومن جهة أخرى فإنة من أجل حجم وحيد محدد، نستطيع أن نبرهن أن النسبة (سطح/حجم) يكون لها أقل قيمة عندما يكون الحجم كروياً.

1-2-1 السطح الفاصل مابين سائل وغاز- التوتر السطحي *Surface Tension*:

عندما نغمر في ماء الصابون حلقة معدنية ثُبِّت عليها خيط مرن غير مشدود ثم نخرج هذه الحلقة من ماء الصابون نحصل على طبقة رقيقة ملتصقة على حواف الحلقة، ويبقى الخيط غير مشدود داخل هذه الطبقة الرقيقة من السائل، ويقسم هذه الطبقة الى جزئين كمافي الشكل(أ 1-1).



الشكل (1-1أ) قبل ثقب أحد القسمين

الشكل (1-1ب) بعد ثقب الجزء الأيسر

الشكل (1-1) ظاهرة الشد السطحي

فإذا ثقبنا أحد هذين الجزئين فإن الخيط يُجذب من قبل الجزء الآخر للطبقة كما في الشكل (ب 1-1).

أي أن السطح الفاصل مابين الطبقة الرقيقة من السائل والهواء يميل ليكون أصغر مايمكن ولهذا إذا أثرت قوة مقدارها $(\vec{F})$ على سلك طوله (L) يمكننا أن نعرف التوتر السطحي (A) على أنه القوة المطبقة على وحدة الطول أي أن:

$$A\left(\frac{N}{m}\right)=\frac{F}{L} \qquad (1\text{-}4)$$

وبالتالي فإن وحدة التوتر السطحي في الجملة (النظام) الدولي هي (نيوتن/متر) ويمكن تفسير ذلك إذا اعتبرنا أن كل جزيء من السائل يخضع لقوة جذب من قبل الجزيئات المحيطة به أما الجزيئات السطحية فتخضع فقط إلى جذب جزيئات السائل الواقعة إلى جوارها وأسفلها (سطح،عمق) ولذلك يكون تركيزها أقل ما يمكن على السطح، وبما أن الحجم ثابت (لأن الجزيئات في السائل تكون ملتصقة مع بعضها البعض) فإن السطح يميل ليكون أصغر ما يمكن. وأنه لزيادة هذا السطح يجب تطبيق قوة وهذا يعني تقديم طاقة. «يميل سطح التماس مابين سائل وغاز بشكل تلقائي ليكون أصغر مايمكن» وأنه بمقدار ماتكون قوة الترابط مابين الجزيئات كبيرة بمقدار ماتكون قيمة التوتر السطحي كبيرة ومن جهة أخرى فإن زيادة درجة الحرارة تزيد من التهيج الحراري المعاكس لقوة التجاذب ولهذا فإن التوتر السطحي يتناقص. كما يمكننا استنتاج مايلي:

1- عندما يكون التوتر السطحي هو العنصر الوحيد الذي يلعب دوراً بين طورين مختلفين فإن الحجم يأخذ الشكل الكروي الموافق لحجم محدد بالسطح الأصغري (قطرة ماء في الهواء، فقاعة هواء في الماء) وبالتالي فإن سطح كرة وحيدة يكون من أجل نفس الحجم أصغر من مجموع سطحين كرويين (اندماج قطرتين أوفقاعتين عند تصادمهما مع بعضها البعض).

2- وجود ضغط زائد داخل الفقاعات أو القطرات، فقطرة السائل في الغاز أو الفقاعة الغازية في السائل، تأخذ شكلاً كروياً نصف قطره (R).

بما أن التوتر السطحي يسعى لإنقاص السطح وبالتالي إنقاص نصف القطر فإن الحجم يتناقص ولهذا فإن الضغط الداخلي يزداد. ونصل إلى حالة التوازن عندما يكون الضغط $(P_\circ)$ داخل الفقاعة أكبر من الضغط الخارجي (P) أي أن الضغط الزائد (ΔP) داخل الفقاعة أو القطرة يساوي إلى:

$$\Delta P = P_\circ - P \qquad (1\text{-}5)$$

وبالاستفادة من قانون لابلاس (Laplace Law) المطبق في نقطة من سطح ذي شكل ما حيث يمكن تحديد نصفي قطري كرتين $(R_1$ و $R_2)$ يميزان تقوس السطح في هذه النقطة مما يسمح بتحديد قيمة الضغط الزائد (ΔP) من جهة التقعر والمعطى بالعلاقة التالية:

$$\Delta P = A\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right) \qquad (1\text{-}6)$$

وهكذا نجد في حالة كرة نصف قطرها R $(R_1 = R_2 = R)$:

$$\Delta P = \frac{2A}{R} \qquad (1\text{-}7)$$

أما في حالة اسطوانة نصف قطرها R (شريان مثلاً) فإن:

$$R_1 = R$$

$$R_2 = \infty$$

وبالتالي يكون :

$$\Delta P = \frac{A}{R} \qquad (1\text{-}8)$$

1-2-2 نتائج وجود الضغط الزائد: *Excess Pressure Results*

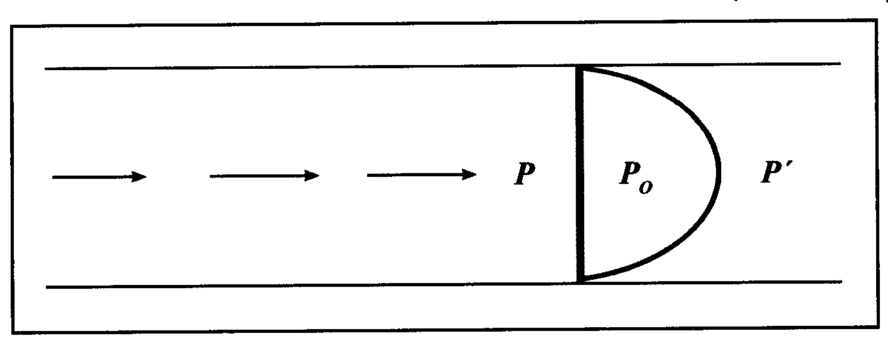
1- اندماج القطرات أو الفقاعات *Fusion of drops or bubbles*:

الضغط الزائد في الفقاعات أو القطرات الصغيرة (R صغيرة) أكبر مما هو عليه في الفقاعات أو القطرات الكبيرة، لذا فإنه عند تماس فقاعة أو قطرة صغيرة مع فقاعة أو قطرة كبيرة تتفرغ بداخلها.

2- السدادة الغازية *Gas Stopper*:

إن وجود فقاعة هوائية في سائل ينساب داخل انبوب شعري *Capillary tube* يؤدي إلى توقف انسياب هذا السائل.

لنأخذ انبوباً شعرياً نصف قطره (R) ينساب بداخله من اليسار إلى اليمين سائل فيه فقاعة هوائية، نلاحظ وبسبب تأثير ضغط السائل أن فقاعة الغاز تأخذ شكلاً غير متناظر، فهو مستوي من اليسار وكروي بنصف قطر (R) من اليمين كما في (الشكل 2-1).



الشكل (2-1) الفقاعة، السدادة الغازية

فعند السطح البيني من جهة اليسار يكون فرق الضغط:

$$\Delta P = P_\circ - P = \frac{2A}{R} = \frac{2A}{\infty} = o \Rightarrow P_\circ = P \qquad (1\text{-}9)$$

أما عند السطح البيني من جهة اليمين فيكون:

$$\Delta P = P_\circ - P' = \frac{2A}{R} \Rightarrow P' = P_\circ - \frac{2A}{R} = P - \frac{2A}{R} \qquad (1\text{-}10)$$

فعندما تكون (R) صغيرة جداً، فإن المقدار $(\frac{2A}{R})$ يمكن أن يساوي (P) وبالتالي ينعدم الضغط (P') وهذا يعني انعدام فرق الضغط على يمين الفقاعة ومن ثم ينعدم التدفق. وهذا ما يحصل عادة في الأوعية الدموية للكائن الحي، حيث إن الحقن المفاجئ للهواء وتشكل فقاعات غاز النيتروجين العائدة إلى الصعود العنيف داخل الماء تتسبب في إيقاف انسياب الدم وبالتالي تنشأ في حال فقر الدم حوادث خطيرة وأحياناً مميتة.

1-2-3 السطح الفاصل مابين سائل وسائل *Biliquids Seperaltion Surface* :

أ- توتر السطح البيني *Bisurface Tension*:

يوجد على السطح الفاصل مابين سائلين غير قابلين للمزج توتر شبيه بالتوتر السطحي يسمى توتر السطح البيني ، تتعلق قيمته بطبيعة السائلين وبدرجة الحرارة.

ب- الانتشار *Diffusion*:

عند وضع قطرة من سائل (A) على سطح سائل (B) (A و B غير قابلين للمزج) نلاحظ الحالتين الأتيتين:

الأولى: السائل (A) ينتشر على سطح السائل (B)، فإذا كان سطح السائل (B) كبيراً فإن سماكة الطبقة السطحية للسائل (A) تماثل عندئذٍ سماكة طبقة وحيدة الجزيء *mono molecule layer* .

الثانية: يبقى السائل (A) على شكل قطرة فوق سطح السائل (B) أي لا يوجد انتشار *No diffusion case*.

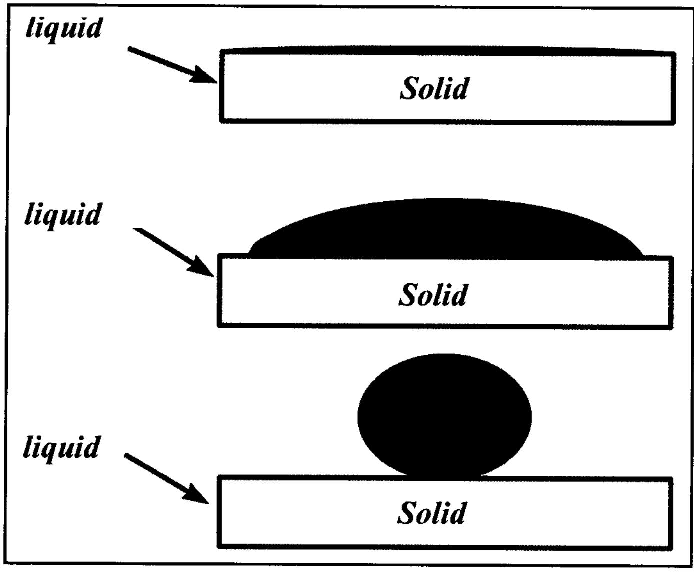
ويفسر الإنتشار بوجود قوى تجاذب مابين (A و B)، فعندما تكون هذه القوى وحيدة فإن (A) يمتزج مع (B) وهذا يعني أنه يوجد في (A) زمر تكون مجذوبة من قبل (B) (محب اذا كان B هو الماء) وزمر متنافرة مع (B) (كاره إذا كان B هو الماء). لذا فإن جزيئات (A) تتوجه على سطح (B) (زمر مجذوبة نحو B وزمر مدفوعة نحو الخارج).

ج- **الاستحلاب** *milky solution*:

إذا قمنا بخض *Shake* سائلين غير قابلين للمزج (مثلاً زيت في ماء)، نرى بأن الزيت يتوضع على شكل قطرات صغيرة مكوناً بذلك مستحلباً، وأنه عندما تتلامس هذه القطرات الصغيرة مع بعضها البعض فإنها تندمج. أن هذه الظاهرة شبيهة بظاهرة وجود قطرات سائل في غاز أي أن السطح الفاصل يميل ليكون أصغرياً.

1-2-4 سطح سائل - صلب التبلل *Solid-Liquide Surface*:

عند وضع قطرة سائل فوق سطح صلب، نلاحظ عدة حالات، كما في (الشكل 3-1).



الشكل (3-1)

أ- انتشار سائل القطرة على سطح الجسمالصلب، فنقول إن السائل يبلل الصلب بشكل كامل (مثلاً الماء على سطح الزجاج النقي).

ب- تسطح طفيف للقطرة على سطح الصلب مع احتفا ظها بتماسكها، فنقول إن السائل يبلل جزئياً الصلب (مثلاً الماء على سطح الزجاج الذي يوجد عليه قليل من الشحم).

ج- احتفاظ القطرة بشكلها الكروي، فنقول إن السائل لا يبلل الجسم الصلب أبداً (مثلاً الزئبق على سطح الزجاج). ويمكن تفسير ذلك إذا اعتبرنا بأن (F_1) تمثل قوة التجاذب مابين جزيئات السائل نفسه و (F_2) تمثل قوة التجاذب مابين الجسم الصلب وجزيئات السائل، فإذا كانت (F_2) أكبر بكثير من (F_1) فإن السائل يبلل كلياً أما إذا كانت (F_2) معدومة فالسائل لا يبلل أبداً. بينما نجد أنه من أجل القيم الوسيطة فالسائل يبلل جزئياً. لذا نجد أنه عند وضع انبوب زجاجي نصف قطره صغير بشكل شاقولي (عمودي) في سائل يبلل الزجاج فإن السائل يرتفع في الانبوب تسمى هذه الظاهره بالخاصة الشعرية، وتعود هذه الظاهره إلى جذب جزيئات الجسم الصلب للسا ئل. ولهذه الظاهره تطبيقات عديدة منها (الإسفنج، ورق النشاف، فتيلة المصباح، رطوبة الجدار... الخ)، وعندما يبلل السائل الصلب بشكل كامل يمكن حساب مقدار ارتفاع السائل في الانبوب الشعري.

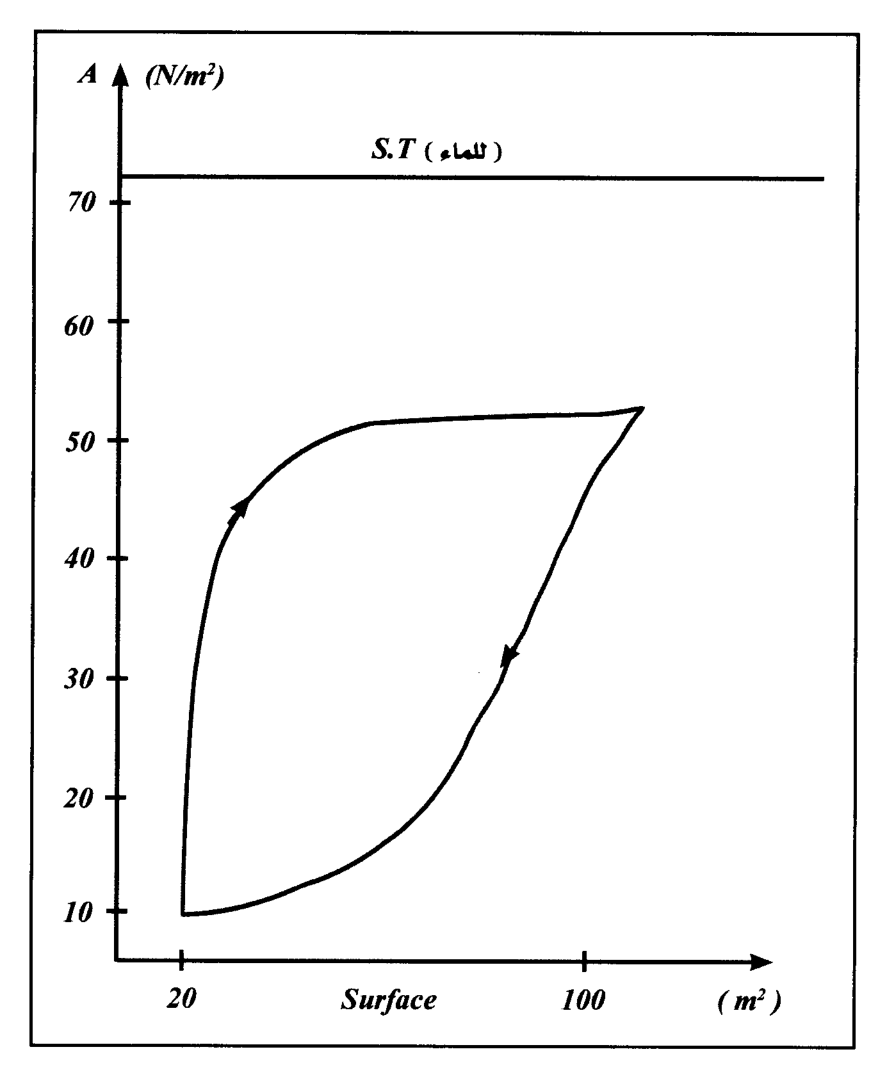
1-3 الإدمصاص في الطور السائل (محاليل) *Adsorption*:

عند مقارنة قيمة الوتر السطحي (A) لمحلول مع قيمة (A_0) التوتر السطحي لمذيبه، نلاحظ بأن (A) يمكن أن تكون أكبر بقليل أو أصغر بقليل من (A_0)، لكن في بعض الحالات نرى بأن (A) أصغر بكثير من (A_0) (مثلاً واحد ميلغرام من المذاب في لتر من مذيب ينقص التوتر السطحي للمذيب إلى النصف) فنقول عندئذٍ بأن المذاب فعال توترياً. يمكن تفسير ذلك على النحو الآتي: إذا افترضنا بأن (F_0) تمثل قوى التجاذب بين جزيئات المذيب و (F) تمثل قوى التجاذب مابين جزيئات المذيب وجزيئات المذاب. فعندما يكون تركيز المذاب ضعيفاً تكون جزيئاته متباعدة عن بعضها البعض وبالتالي فإن قوى التجاذب بين جزيئاته تكون مهملة.

عندما تكون $(F_0 \rangle\rangle F)$ فإن جزيئات المذيب تتقارب من بعضها البعض ما أمكن وبسبب ذلك فإنها تطرد جزءاً كبيراً من جزيئات المذاب إلى سطح المحلول، وبالتالي فإن ازدياد تركيز المذاب على السطح يسمى ادمصاص (امتزاز *adsorption*) في الطور السائل ويترجم ذلك بوجود طبقة ادمصاص (امتزاز *adsorption*) على السطح حيث يكون لتوترها السطحي قيمة أصغر بكثير من قيمة التوتر السطحي للمذيب . ولبيان ذلك ندرس الآتي:

أ- تغير التوتر السطحي للطبقات السطحيه كتابع للسطح:

عندما يتغير سطح طبقة منتشرة أو مدمصة (ممتزة) فإن توترها يتغير ويوضح (الشكل 4-1) المنحني البياني (توتر سطحي كتابع للسطح) والذي تم الحصول عليه من أجل طبقة ادمصاص (امتزاز) خافضة للتوتر السطحي الرئوي (مادة موجودة على سطح الحويصلات الرئوية) والذي من خلاله نستخلص ما يلي:



الشكل (1-4) تغير التوتر السطحي كتابع للسطح

مهما كانت قيمة السطح فإن التوتر السطحي يكون دائماً أصغر من التوتر السطحي للماء.

ب- عند ازدياد سطح الطبقة فإن التوتر السطحي يزداد والعكس صحيح ويفسر ذلك كما يلي:

عندما يكون السطح الذي تشغله الطبقة كبيراً فإن الجزيئات الفعالة توترياً تكون متباعدة عن بعضها البعض، أي أن السطح مكون بشكل أساسي من جزيئات الماء التي تتسبب بتوتر سطحي مرتفع.

أما عندما يتناقص سطح الطبقة فإن الجزيئات الفعالة توترياً والمجبرة على البقاء على السطح تتقارب وتأخذ مكان جزيئات الماء ولذلك ينخفض التوتر السطحي.

ج- دورة البطاء: تعني أنه من أجل نفس القيمة للسطح فإن التوتر السطحي لايملك نفس القيمة عند ازدياد السطح أو تناقصة (فهو ذات قيمة أكبر أثناء تزايد السطح).

1-4 الإدمصاص على سطح الأجسام الصلبة:

Adsorption Due to Solid Surfaces

عند ادخال قطعة فحم خشبي في انبوب اختبار يحتوي على غاز النشادر نلاحظ بأن حجم الغاز يتناقص ويمكن أن يختفي.

كذلك عند إضافة مسحوق التالك إلى محلول ماء أزرق الميتلين وتركه يتثقل، نلاحظ أن التالك ذو اللون الأبيض قد أصبح أزرقاً وأن الماء الذي يعلوه أصبح عديم اللون.

إن عملية تثبيت الغاز أو المذاب على الجسم الصلب تسمى ادمصاص (امتزاز) على سطح الأجسام الصلبة وأن لهذه الظاهرة تطبيقات عديدة. هذا

ويمكننا أن نستنتج بأن الادمصاص (امتزاز) من النوع الفيزيائي الذي تعود فيه الروابط مابين الصلب والمذاب إلى قوى مابين الجزيئات من نوع فاندرفالز *Vander Waals*، لكنها أشد مما هي عليه في السوائل لأن حقل القوى على سطح الأجسام الصلبة أكثر أهمية.

أما الإدمصاص من النوع الكيميائي فتكون الروابط مع الصلب هي روابط مشتركة. وأنه ليس من السهل التمييز مابين هذين النوعين من الادمصاص وبهدف زيادة سطح الادمصاص على الأجسام الصلبة، تستخدم هذه الأجسام على شكل مساحيق، ولهذه الظاهرة تطبيقات عديدة منها:

أ- في الصناعة *In Industry*: (الأصبغة، أقنعة الغاز).

ب- في التحاليل *In Analysis*: (الكروماتوغرافيا الإدمصاصية).

ج- في طب الأحياء *In Bio-medicin*: (إدمصاص نيتروجين الهواء الجوي يسمح بالحصول على هواء غني بالاكسجين).

د- في المعالجة *In therapy*: (استخدام الكربون في علاج الجوف المعوي بسبب خواصه الإدمصاصية للسموم ونواتج التخمر).

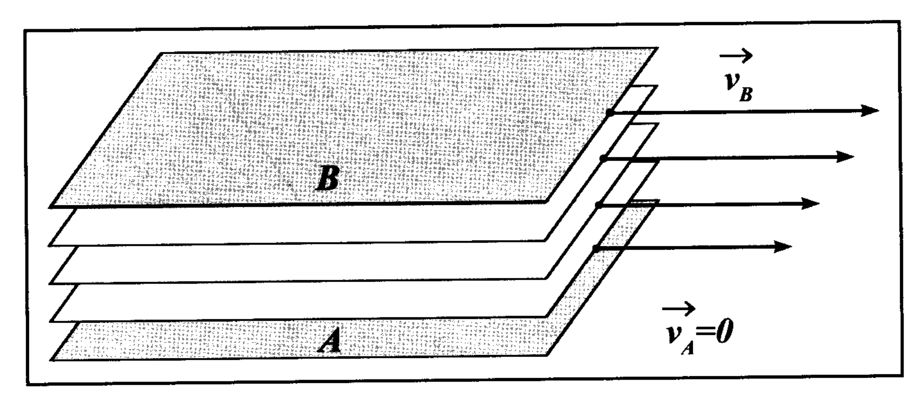
1-5 اللزوجة *Viscosity*:

عندما يتحرك جسمان صلبان متلامسان بسرعتين مختلفتين، تعمل على السطح الفاصل بينهما قوى احتكاك *Frictional Forces* تظهر من خلال تحول الطاقة إلى حرارة ومن تباطؤ الصلب الأكثر سرعة.

أما فيما يتعلق بالموائع فإن ظواهر مشابهة تحدث عندما لاتتحرك جميع جزيئات المائع بنفس السرعة، لكنها تختلف عن الأجسام الصلبة من حيث إن

السرعة داخل المائع تتغير تدريجياً، أي أن الاحتكاك لا يحدث على السطح الفاصل الذي لاوجود له، بل يحدث داخل المائع ولذلك نطلق اسم لزوجة *Viscosity* على الاحتكاك بين جزيئات المائع.

فإذا وضعنا في مائع صفيحتين معدنيتين متوازيتين (A و B) تتحركان بسرعتين مختلفتين ($\vec{v}_A$ و $\vec{v}_B$) (مثلاً: $\vec{v}_A = o$) كما في (الشكل 5-1) نستنتج بأن:



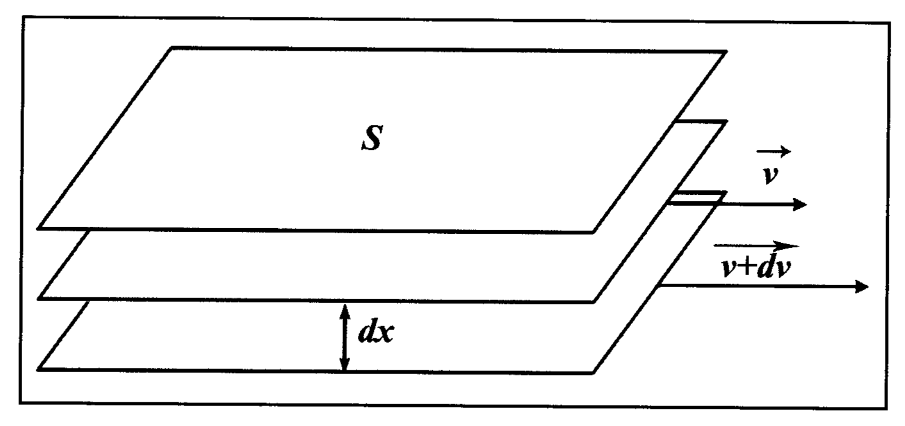
الشكل (5-1) حركة جزيئات المائع بالنسبة لصفيحتين أحداهما ثابتة والأخرى متحركة

أ- جزيئات المائع الملامسة للصفيحة (A) لاتتحرك أبداً، بينما جزيئات المائع الملامسة للصفيحة (B) تتحرك بسرعة مساوية ($\vec{v}_B$) وبالتالي نتوصل إلى أن جزيئات المائع الملامسة للجسم الصلب تكون ملتصقة مع هذا الصلب وبالتالي فإنها تتحرك بسرعة مساوية لسرعتة.

ب- تتغير سرعة السائل تدريجياً مابين (A و B) من $\vec{v}_A = 0$ إلى $\vec{v}_B$ أي أن السائل يسلك سلوكاً كما لوكان مكوناً من مجموعة صفائح موا زية للصفائح المعدنية.

1- العلاقة الرياضية الأساسية:

إذا اعتبرنا المائع مكوناً من تكرار صفائح متوازية، فإنه عندما تتحرك إحدى هذه الصفائح بسرعة $(v + dv)$ فإنها وبسبب الإحتكاك بالصفحة المجاورة لها تجبرها على التحرك بسرعة $(\vec{v})$ وبهدف إعتبار تأثير قوة الإحتكاك $(\vec{F})$ الموجودة مابين الصفيحتين كما في (الشكل 6-1).



الشكل (6-1)

اقترح نيوتن العلاقة التالية :

$$F = \eta s \frac{dv}{dx} \tag{1-11}$$

حيث :

$s\ (m^2)$: السطح المشترك للصفيحتين .

$dv\ (m/s)$: فرق السرعة مابين الصفيحتين.

$\eta\ (poisuille)$: معامل اللزوجة المتعلق بطبيعة السائل وبدرجة الحرارة.

$dx\ (m)$: البعد الفاصل مابين الصفيحتين.

$\frac{dv}{dx}\ (s^{-1})$: تدرج السرعة.

يقاس معامل اللزوجة في النظام الدولي بوحدة (بوازويل) *Poisuille* $(pl = Kg/m.sec)$، بينما يقاس في النظام الجاوسي (CGS) بالبواز أو بويز والذي يساوي إلى(0.1) بوازويل.

أما معامل اللزوجة النسبي (η_r) فهو عبارة عن نسبة معامل اللزوجة المطلقة (η) إلى معامل لزوجة الماء $(\eta^{\text{ماء}})$ وذلك عند درجة الحرارة نفسها أي أن:

$$(\eta_r = \frac{\eta^{\text{مطلق}}}{\eta^{\text{ماء}}}) \qquad (1\text{-}12)$$

2- قانون أنيشتاين *Einestien Law*:

يحدد هذا القانون العلاقة الياضية التي تربط مابين معامل لزوجة المحلول والحجم النسبي ونعبِّر عنه على النحو الآتي:

$$\eta = \eta_o(1 + K\varnothing) \qquad (1\text{-}13)$$

حيث:

η : معامل لزوجة المحلول أو المعلق .

η_o : معامل لزوجة المذيب .

$\varnothing$: الحجم النسبي .

K : معامل يتعلق بشكل الجزيئات الكبيرة أو الجسيمات في المعلق وقيمته تزداد بإزدياد عدم التناظر فمثلاً [من أجل الكرة يكون $(K = 2.6)$ بينما من أجل جزيئة خطية كبيرة فإن $(K \rangle\ 10^3)$].

وفي المحاليل كبيرة الجزيئات يكون الحجم النسبي:

$$\varnothing = \frac{\text{حجم الجزيئات الكبيرة}}{\text{حجم المحلول}}$$

بينما في المعلقات يكون الحجم النسبي :

$$\varnothing = \frac{\text{حجم الجسيمات في المعلق}}{\text{حجم المعلق}}$$

أما لزوجة الدم فهي عبارة عن لزوجة معلق *Suspension* كريات قوامها الأساسي كريات حمراء في المصل.

إذاً المذيب في هذه الحالة هو المصل. وبما أن كريات الدم الحمراء هي تقريباً متناظرة فإن $(K = 2.6)$، كما أن:

$$\text{الحجم النسبي} = \frac{\text{حجم الكريات الحمراء}}{\text{حجم الدم}} = \varnothing$$

هو عبارة عن الهيماتوكريت *Hematocret*.

وبالتالي فإن علاقة أنيشتاين بالنسبة للدم تأخذ الشكل الآتي:

$$\eta_{blood} = \eta_{serum}(1 + 2.6\varnothing) \qquad (1\text{-}14)$$

والتي تبين بأن معامل لزوجة الدم يزداد:

أ- بإزدياد معامل لزوجة المصل.

ب- بازدياد الهيماتوكريت والذي يعود في الحالة العامة إلى زيادة عدد الكريات الحمراء.

ويمكننا تعريف مصل الدم على أنه محلول جزيئات بروتينية كبيرة (الألبومين، الفلوبيلين...) في مذيب هو الماء بالإضافة إلى جزيئات صغيرة وشوارد

صغيرة (سكر، بولة، Cl^- ، Na^+ ...) بحيث يكون معامل لزوجة المصل قريب جداً من معامل لزوجة الماء. وبشكل عام إذا كانت $(\varnothing_1, \varnothing_2, \varnothing_3 \ ...)$ الحجوم النسبية وكانت $(K_1, K_2, K_3 \ ...)$ المعاملات K لكل واحد من البروتينات، نجد عندئذٍ بأن لزوجة المصل الكلية:

$$\eta^{د} = \eta^{\text{ماء+جسيمات}}_{\text{صغيرة}} (1 + K_1 \ \varnothing_1 + K_2 \ \varnothing_2 + K_3 \ \varnothing_3 + ...) \qquad (1\text{-}15)$$

يتغير المعامل (K) مع شكل البروتينات وبالتالي فإن حاصل الضرب $(K\varnothing)$ الخاص بالجزيئات المتناظرة (K ضعيفة) تكون مهملة (حتى ولو كانت $\varnothing$ مرتفعة) بالمقارنة مع $(K\varnothing)$ للجزيئات الخطية الكبيرة. ولهذا فإن لزوجة المصل تعود بشكل أساسي إلى لزوجة الجزيئات الخطية الكبيرة.

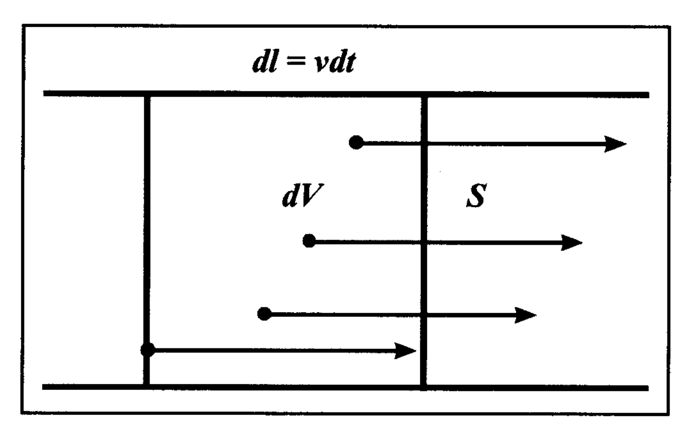
ملاحظة: تسمى الموائع التي معامل لزوجتها (η) مستقل عن سرعة المائع بالموائع النيوتونية *Newtonian Fluids*. أما بقية الموائع فتسمى بالموائع اللانيوتونية *Non Newtonian Fluids*.

1-6 الحركات الانتقالية للموائع *Transition Movements of Fluids*:

يعرف التدفق على أنه كمية المائع التي تجتاز مقطعاً سطحياً (S) من قناة خلال وحدة الزمن، وبما أنه غالباً ما يعبر عن كمية المائع بحجمه لذا فالتدفق (D) هو عبارة عن الحجم (dV) الذي يجتاز المقطع (D) خلال وحدة الزمن (dt) ومنه:

$$D = \frac{dV}{dt}$$

فإذا كانت (v) سرعة المائع كما في (الشكل 1-7).



الشكل (1-7) تدفق المائع خلال قطع سطحي (s)

فإنه خلال الزمن dt تستطيع الجزيئا ت التي تبعد عن (s) مسافة أقل من $(dl=vdt)$ أن تجتاز (S) وبالتالي فالحجم:

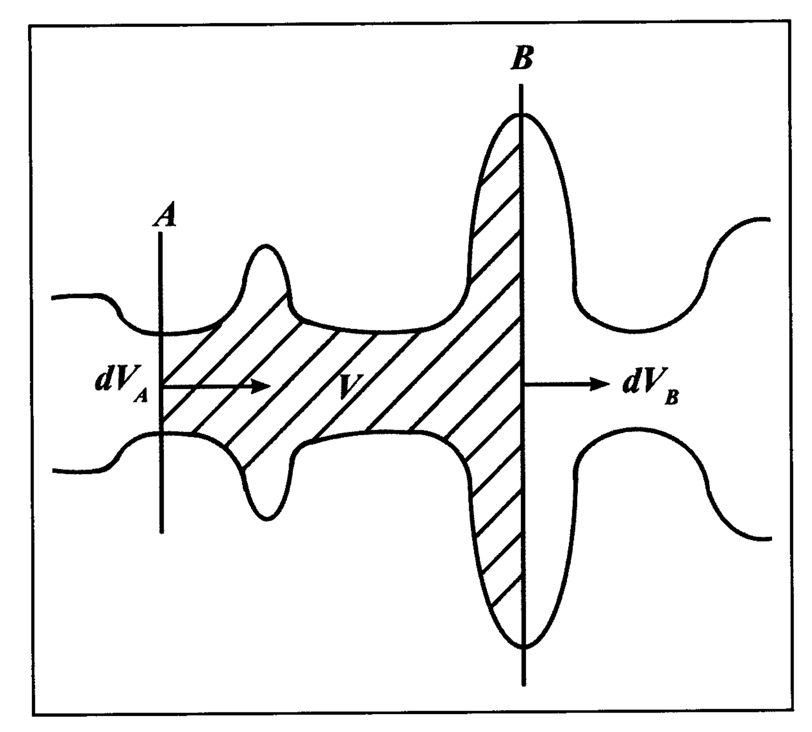
$$dV = sdl = sv.dt$$

هو الذي يجتاز (S) أي أن:

$$D = \frac{dV}{dt} = \frac{svdt}{dt} = sv \qquad (1\text{-}16)$$

تعبر معادلة الاستمرارية $(D = sv)$ عن انحفاظ المادة. حيث يعبر عن التدفق في الجملة الدولية (SI) بوحدة (m^3/sec) أما في الجملة الكاوسية (CGS) فوحدة التدفق هي (cm^3/sec). عندما يحصر مقطعان $(A$ و $B)$ حجماً (V) من قناة محيدة جدرانها غير مرنة وذات شكل ما ولا تحتوي على ثقوب، وعندما يكون نظام الانسياب مستمراً (قناة مليئة بالماء) كما في (الشكل 8-1) نلاحظ ما يلي:

أ- خلال الزمن (dt) يدخل من (A) إلى الحجم (V) حجماً من المائع قدره (dV_A).



الشكل (8-1) انسياب مستمر خلال قناة جدرانها مرنة ذات شكل غير محدد

ب- خلال الزمن (dt) فإنه من المقطع (B) يخرج من الحجم (V) حجماً قدره (dV_B) . وبما أن الحجم (V) ثابت فإن:

$$dV_A = dV_B$$

إذا:

$$\frac{dV_A}{dt} = \frac{dV_B}{dt}$$

ومنه:

$$D_A = D_B \qquad (1\text{-}17)$$

أي أنه في قناة وحيدة وفي لحظة محددة يكون للتدفق نفس القيمة على طول القناة.

أما بالنسبة لقناة متفرعة كما في (الشكل 9-1) نلاحظ أن:

مايدخل إلى الحجم (V) خلال الزمن (dt) يساوي إلى مايخرج من الحجم (V) خلال نفس الزمن أي أن:

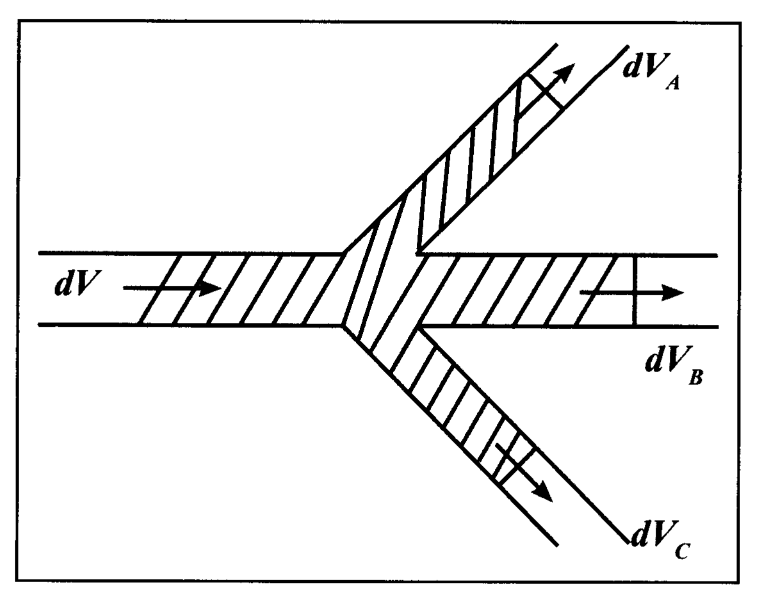
$$dV = dV_A + dV_B + dV_C$$

إذاً:

$$\frac{dV}{dt} = \frac{dV_A}{dt} + \frac{dV_B}{dt} + \frac{dV_C}{dt}$$

ومنه:

$$D = D_A + D_B + D_C$$



الشكل (9-1) تدفق المائع خلال القناة المتفرعة

أي أن التدفق في القناة الرئيسية يساوي إلى مجموع التدفقات في الأقنية الفرعية.

وبالرجوع إلى معادلة الاستمرارية *Continuity Equation* نستطيع أن نكتب أن:

$$\text{السرعة} = \frac{\text{مقدار التدفق}}{\text{مساحة المقطع}}$$

فإذا كانت القناة وحيدة وكان مقطعها ثابتاً يكون للسرعه عندئذٍ قيمة ثابتة على طول القناة.

أما إذا احتوت القناة على اتساع، فإن السرعة في مستوي الاتساع تكون أخفض، أي أن للسرعة قيمة أقل عند الاتساع مما هي عليه في بقية مناطق القناة، وكذلك عند الاختناق الموجود في القناة فإن المقطع يتناقص وبالتالي فإن قيمة السرعة عند الاختناق تكون أكبر مما هي عليه في بقية مناطق القناة .وسنناقش في هذا الصدد الحالتين الآتيتين:

1- موائع مهملة اللزوجة *Minor Viscosity Fluids*:

لا يوجد مائع لزوجته معدومة،حيث إن كل مائع يتحرك يحدث احتكاكاً، ويمكن الاقتراب تجريبياً من شروط اللزوجة المعدومة وذلك عندما يكون الانسياب في قناة مقطعها كبير وطولها صغير لمائع لزوجته ضعيفة ويتحرك بسرعة ضعيفة أيضاً، وسنناقش المفا هيم الآتية:

أ- الطاقه الكلية ***Total Energy*** :

نعلم أنه من أجل جسم صلب كتلته (m) يتحرك بسرعه (v) موجود على ارتفاع (h) ويخضع لتسارع الجاذبية الأرضية $(\vec{g})$ تكون الطاقة الكلية هي عبارة

عن مجموع الطاقة الكامنة *mgh Potential Energy* والطاقة الحركية *Kinetic Energy* $(1/2mv^2)$ أي أن:

(الطاقة الكامنة + الطاقة الحركية = الطاقة الكلية)

أما بالنسبة لمائع حجمه (V) يتحرك بسرعة $(\vec{v})$ وكتلته (m) وموجود على ارتفاع (h) ويخضع لتسارع الجاذبية الأرضية $(\vec{g})$ فإنه يملك بالإضافة إلى الطاقة الحركية $(1/2mv^2)$ والطاقة الكامنة (mgh) طاقة ضغطية (PV) تعود إلى خضوع المائع للضغط (P). لذا فإن الطاقة الكلية للمائع تعطى بالعلاقة التالية:

$$\text{الطاقة الكلية} = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV$$

ب- عند حركة مائع مثالي وهذا يعني أنه مجرد من الاحتكاك (لزوجته معدومة) وغير قابل للا نضغاط، فإن طاقتة الكلية تبقى ثابتة أثناء الانسياب أي أن:

$$mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV = C^{te}$$

نقسم على الحجم (V):

$$\frac{mgh}{V} + \frac{1}{2}\frac{mv^2}{V} + P = C^{te}$$

وبعد الرجوع إلى علاقة الكتلة الحجمية:

$$\rho = \frac{m}{V}$$

يمكننا الحصول على معادلة برنولي *Bernoullis Equation* :

$$\rho gh + \frac{1}{2}\rho v^2 + P = C^{te} \qquad (1\text{-}19)$$

التي تعبر عن انحفاظ الطاقة.

حيث:

ρgh : ضغط الثقالة (الطاقة الكامنة لوحدة الحجم).

$\frac{1}{2}\rho v^2$: ضغط حركي (الطاقة الحركية لوحدة الحجم).

P : الطاقة الكامنة لوحدة الحجم والعائدة إلى الضغط والذي يأخذ احدى التسميات التالية:

أ- ضغط بشكل مختصر.

ب- ضغط انتقالي.

ج- ضغط سكوني.

أي أنه يعبِّر عن الضغط المطبق على جزيء السائل. عندما يكون المائع ساكناً فإن سرعته تكون معدومة وبالتالي:

$$\frac{1}{2}\rho v^2 = 0$$

إذاً:

$$pgh + P = C^{te}$$

ومنه:

$$P = C^{te} - \rho gh$$

تصلح هذه العلاقة للاستعمال حتى وإن كانت اللزوجة غير معدومة لأنها لا تظهر عندما تكون السرعة معدومة.

إذاً عند نفس الارتفاع (h نفس المستوي الأفقي) يكون للضغط نفس القيمة، ومن جهة أخرى إذا تغيرت (h) بمقدار (Δh) فإن (P) يتغير بمقدار (ΔP) أي أن:

$$\Delta P = -\rho g \ \Delta h \qquad (1\text{-}20)$$

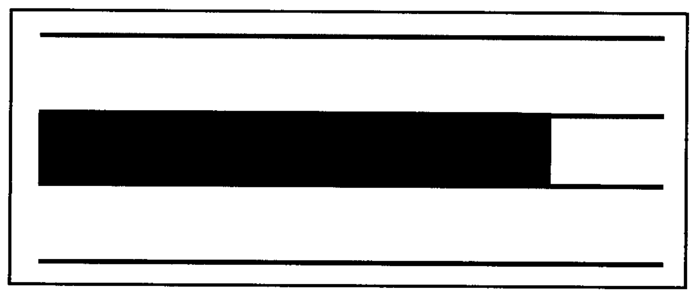
وهذا يعني أنه عندما يزداد الارتفاع فإن (Δh) تكون موجبة، بينما (ΔP) تكون سالبة. أي أن الضغط يتناقص والعكس صحيح. أما عندما تكون القناة أفقية ومقطعها ثابت يكون (P) ثابتاً على طول القناة. وأنه عند وجود اتساع في القناة الأفقية فإن الضغط عند مستوى الارتفاع يكون أكبر مما هو عليه في بقية أجزاء القناة. بينما نلاحظ أنه عند وجود اختناق في القناة الأفقية فإن قيمة الضغط عند مستوى الاختناق تكون أقل مما هي عليه في بقية أجزاء القناة .

2- موائع غير مهملة اللزوجة *Non Minor Viscosity Fluids*:

أ- الانسياب الصفائحي والمضطرب وعدد رينولدز:

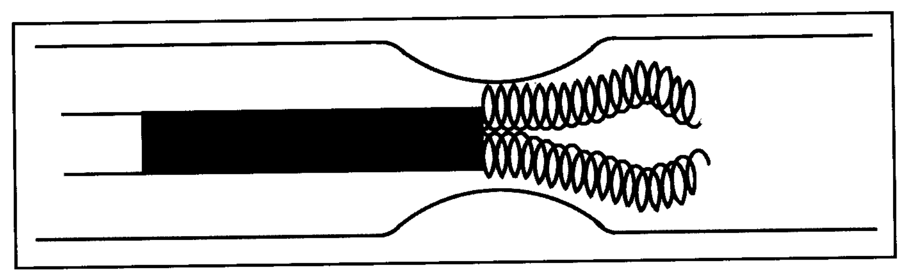
لنلاحظ الآتي: عند تلوين الجزء المحوري من سائل ينساب ضمن قناة (الماء مثلاً) نستنتج بعد فترة وجيزة ما يلي:

عندما تكون سرعة الانسياب ضعيفة فإن الجزء المحوري الملون لا يختلط أبداً مع الجزء المحيطي وبالتالي فالسائل يتحرك وفق صفائح مشتركة المحور، ينزلق بعضها على بعضها الآخر، فنقول في هذه الحالة بأن الإنسياب صفائحي كما في (الشكل 10-1).



الشكل (10-1) الانسياب الصفائحي عندما تكون سرعة الإنسياب ضعيفة

وبالعكس عندما تكون سرعة السائل كبيرة (في مستوي الاختناق)، تظهر عندئذ اضطرابات (دوامات) لذا فإن جزيئات الجزء المحوري تختلط مع جزيئات الجزء المحيطي فنحصل على انسياب مضطرب *unsteady flow* كما في (الشكل 11-1).



الشكل (11-1) الانسياب المضطرب عندما تكون سرعة الانسياب كبيرة

وللتمييز ما بين هذين النظامين للانسياب فقد حدد تجريبياً العالم الفيزيائي الإنكليزي رينولدز العدد (R) الذي حمل اسمه والمعطى بالعلاقة الآتية:

$$R = \frac{\rho \bar{v} r}{\eta} \qquad (1\text{-}21)$$

حيث:

ρ : الكتلة الحجمية للمائع.

η : معامل لزوجة المائع.

r : نصف قطر القناة الاسطوانية.

$\bar{v}$: السرعة المتوسطة لانسياب المائع.

فإذا كانت $(R \langle\ 1000)$ فالإنسياب يكون صفائحياً، وإذا كانت $(R \rangle\ 1500)$ فالإنسياب يكون مضطرباً. أما إذا كانت $(1000 \langle\ R \langle\ 1500)$ فعندئذٍ لا نستطيع معرفة نظام الانسياب. وبالرجوع إلى علاقة عدد رينولدز، نلاحظ بأن عدة عوامل

من المعادلة الرياضية التي تعبر عن (R) تتغير معاً. فمثلاً في مستوي الاختناق يتناقص نصف القطر(r)، لكن هذا لا يعني بأن عدد رينولدز (R) يتناقص، بل على العكس فإن سرعة المائع تزداد في مستوي الاختناق وبالتالي فإذا كانت القناة اسطوانية وكان التدفق(D) لا يتغير بالاختناق نحصل على:

التدفق = السرعة × مساحة المقطع

أي أن :

$$\bar{v} = \frac{D}{\pi \ r^2} \qquad (1\text{-}22)$$

نلاحظ بأن السرعة متناسبة عكساً مع مربع نصف القطر ولهذا فعندما يتناقص نصف القطر (r) فإن حاصل الضرب $(\bar{v}r)$ يزداد وبالتالي فإن عدد رينولدز (R) يزداد. لذا عندما يكون الاختناق كافياً يصبح الإنسياب مضطرباً.

أما أثناء فقر الدم فإن معامل اللزوجة (η) يتناقص وكذلك الكتلة الحجمية (ρ)، لكن تأثيرهما على عدد رينولدز يكون متعاكساً، لذلك ففي الكائن الحي يزداد تدفق الدم وبالتالي تزداد سرعته، ونتيجة لهذه المتغيرات المختلفة تزداد قيمة عدد رينولدز وهذا مايجعل الدم يميل بشكل كبير ليكون مضطرباً في جسم فقير بالدم.

ففي الانسياب المضطرب ونتيجة للاصطدامات العديدة مابين الجسيمات فإن ضياع الطاقة في الانسياب المضطرب يكون أكبر بكثير مما هو عليه في الانسياب الصفائحي. وأنه عند اصطدام الجسيمات فيما بينها، تنتج ظواهر اهتزازية صوتية أي اصدار ضجيج (خرير) كالريح مثلاً بالنسبة للهواء. أما في الكائن الحي فيمكن إدراك هذا الضجيج بالإصغاء وهذا يحدث عندما يمر المائع

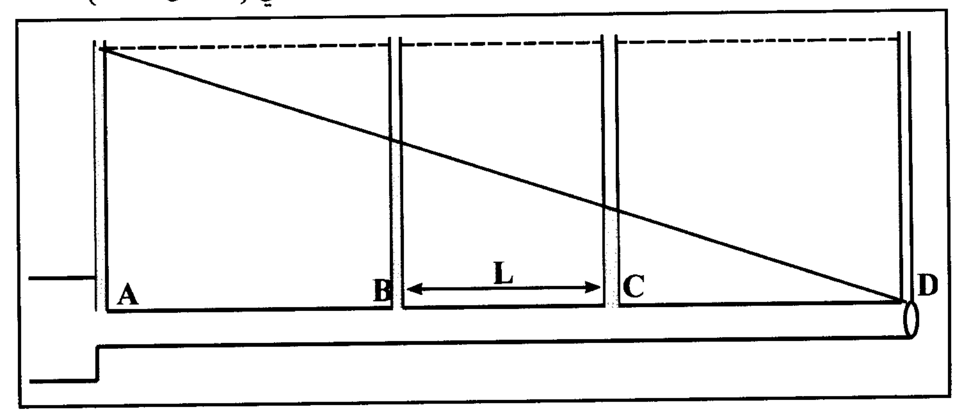
(هواء في المسالك الهوائية، أو دم في الأوعية الدموية) في مقطع ضيق جداً، وأنه في حالة فقر الدم فإن ظهور ذلك يكون واضحاً جداً.

لذا نرى أنه في الصناعة (خاصة الألكترونية والفضائية) وفي معامل التحاليل أو في المستشفيات (غرف العمليات، عزل بهدف استئصال الأعضاء، حروق كبيرة... الخ) يتم استخدام غرف بتدفق صفائحي، والمبدأ في ذلك هو التالي:

في التطبيقات التي أشرنا إليها يجب العمل في جو لايحتوي على جسيمات مجهرية (كالغبار، البكتيريا... الخ) ولهذا يتم تصفية الهواء عند الدخول إلى الغرفة من الجسيمات المجهرية، ومن جهة أخرى فإن المجرى الهوائي يقوم بسحب ما ينتج منها في الغرفة ذاتها. لكن عندما يكون مجرى الهواء مضطرباً، تحدث اضطربات تحتوي على جسيمات يجب التخلص منها وبسبب ذلك فإنها تدور في مكانها ولا تخرج من الغرفة ولهذا السبب يتم استخدام غرف بتدفق صفائحي.

ب- قانون بوازويل التجريبي *Poiseuelles Practical Law*:

وضع بوازويل أنابيب شفافة عمودية في النقاط (A,B,C,D) من قناة أفقية اسطوانية نصف قطرها $(r \langle 1mm)$ كما في (الشكل 12-1).



الشكل (1-12)

ينساب فيها سائل بشكل صفائحي فوجد بأن الضغط يتناقص وفق اتجاه الانسياب من اليسار إلى اليمين أي أن:

$$P_A \rangle P_B \rangle P_C \rangle P_D$$

فتوصل إلى علاقة التدفق الحجمي التالية:

$$D = \frac{(P_B - P_C)\ \pi r^4}{8\eta L} \qquad (1\text{-}23)$$

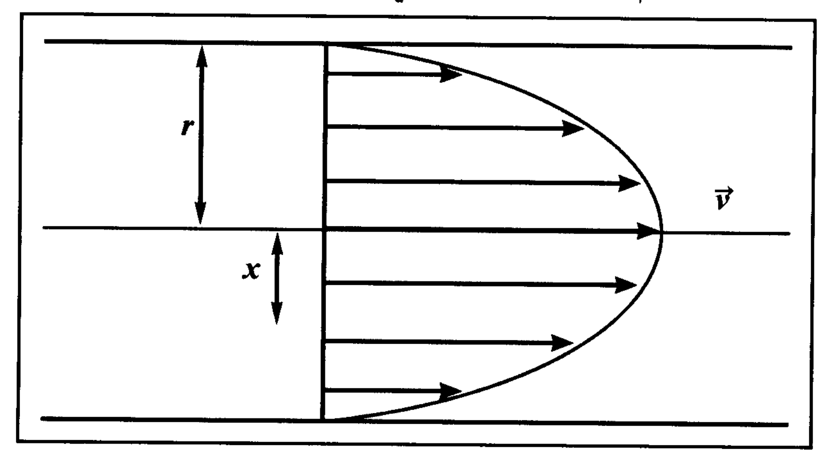
والمعروفة بإسم قانون بوازويل.

حيث:

L : المسافة الفاصلة مابين التقطتين B و C.

η : معامل لزوجة السائل.

$P_B - P_C$: فرق الضغط مابين النقطتين (B,C) من القناة كما توصل أيضاً إلى أن سرعة المائع تكون عظمى على محور القناة وتتناقص حتى تنعدم على الجدران كما في (الشكل 13-1).



الشكل (13-1) تغير سرعة المائع من نقطة إلى أخرى داخل القناة

وأن مظهر السرعات هو عبارة عن قطع مكافئ أي أن:

$$v = \frac{(P_B - P_C)}{4\eta \ L} \left(r^2 - x^2\right) \qquad (1\text{-}24)$$

حيث:

x : بعد النقطة المعتبرة عن المحور.

ويمكننا الحصول على السرعة المحورية عندما $(x=0)$ أي أن:

$$v_{max} = \frac{r^2}{8\eta} \cdot \frac{(P_B - P_C)}{L} \qquad (1\text{-}25)$$

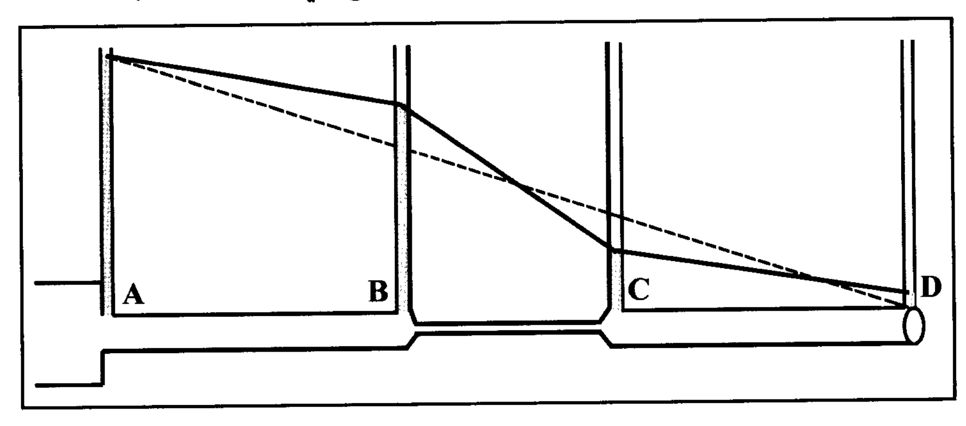
أما السرعة المتوسطة فتعطى بالعلاقة التالية:

$$\bar{v} = \frac{v_{max}}{2} = \frac{r^2}{8\eta} \cdot \frac{(P_B - P_C)}{L}$$

ج- نتائج ***Results***:

1- تأثير الإختناق على التدفق والضغط:

عند وجود اختناق بين (B,C) كما هو واضح في (الشكل 14-1)



الشكل (14-1) كيفية تأثير الاختناق على التدفق والضغط

فإننا نؤكد على الآتي:

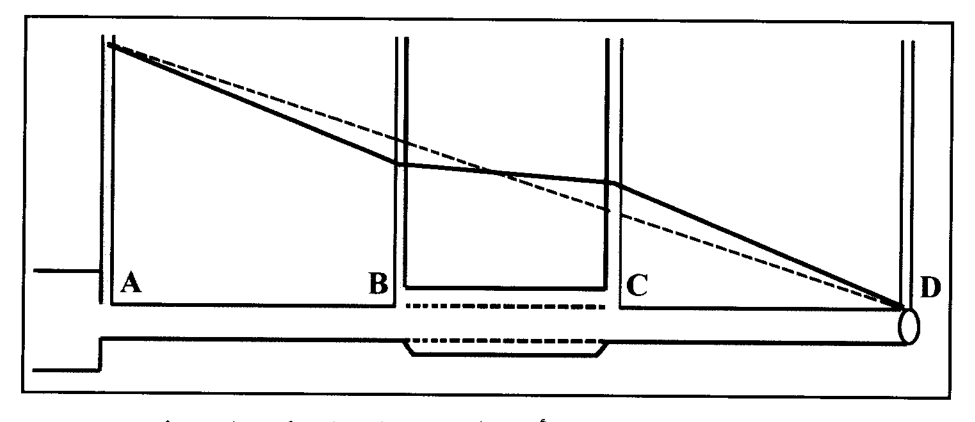
أ- الضغط في (B) أكبر مما هو عليه عند غياب الاختناق في القناة.

ب- الضغط في (C) أصغر مما هو عليه عند غياب الإختناق في القناة.

ج- تناقص التدفق في القناة.

2- تأثير الاتساع على التدفق والضغط:

عند وجود اتساع مابين $(B$ و $C)$ كما هو واضح في (الشكل 15-1)



الشكل (15-1) كيفية تأثير الاتساع على التدفق والضغط

فإننا نؤكد على الآتي:

أ- الضغط في (B) أصغر مما هو عليه عند غياب الاتساع في القناة.

ب- الضغط في (C) أكبر مما هوعليه عند غياب الاتساع في القناة.

ج- تزايد التدفق في القناة.

1-7 التثفل Centerifugal Filteration:

عند خض مزيج من الرمل والماء، ثم تركه يرقد، نلاحظ بأن الرمل يتوضع في أسفل الوعاء، إن هذا الانتقال للرمل الذي يم تحت تأثير الجاذبية الأرضية يسمى التثفل *(Centerifuge)*.

أما سرعة تثفل كرة نصف قطرها (r) وكتلتها الحجمية (ρ) أكبر من الكتلة الحجمية $(\rho_\circ)$ للسائل فتعطى بالعلاقة التالية:

$$\vec{v} = \frac{2}{9}\frac{(\rho - \rho_\circ)\ r^2}{\eta}\cdot\vec{g} \qquad (1\text{-}26)$$

من خلال العلاقة (26-1) نرى بأن السرعة متناسبة مع (r^2)، بمعنى آخر فإن سرعة تثفل الكرة تزداد بتزايد حجمها، وهذه الظاهرة عامة، ومهما كان شكل الجسم الصلب فإن سرعة تثفلة تزداد مع حجمه فمثلاً، عدة أقراص أو عدة مكعبات ملتصقة مع بعضها البعض تتثفل بسرعة أكبر من سرعة تثفل واحد منها فقط. وهذا يحدث لأن الحجم يزداد بنسبة أكبر من السطح وأن القوة المحركة للكرة (هي عبارة عن الثقل الظاهري للكرة والذي يساوي إلى الثقل الحقيقي للكرة مطروحاً منه (دافقة أرخميدس) متناسبة مع الكتلة وبالتالي مع الحجم، بينما قوة الإحتكاك (القوة المقاومة) متناسبة مع السطح، فعندما يزداد الحجم فإن القوة المحركة تزداد بمقدار أكبر من تزايد قوة الإحتكاك ولهذا فالسرعة تزداد. كما نلاحظ أنه عند وضع دم غير متخثر في انبوب شفاف وعمودي. نستنتج بعد مضي بعض الوقت عدم احتواء الجزء العلوي على الكريات الحمراء، بل يحتوي فقط على المصل وهذا يعني أن الكريات الحمراء قد تثفلت، نطلق تعبير سرعة تثفل الكريات *(v.s)* على مقدار ارتفاع المصل الخالي من الكريات الحمراء بعد مضي ساعة من الوقت وهي عادة أقل من *(10mm)* ويمكن أن تزداد بمقدار كبير في بعض

الأمراض والسؤال الذي يمكن طرحه الآن، هو معرفة ما إذا كان سبب الزيادة في $(v.s)$ يكمن في المصل أم في الكريات الحمراء؟.

وللاجابة على هذا السؤال نأخذ عينتين من الدم لهما نفس الهيماتوكريت، لكن سرعة تثفلهما مختلفة جداً.

الأول: هو دم طبيعي مكون من المصل (N) والكريات (N) وله $(v.s)$ وهي سرعة تثفل عادية.

الثاني: هو دم مريض مكون من المصل (P) والكريات (P) وله $(v.s)$ مرتفعة.

نعمد الآن إلى تركيب عينتين جديدتين إبتداء منهما. فنرى بأن الدم الأول المكون من المصل (N) والكريات (P) له $(v.s)$ عادية أما الدم الثاني المكون من المصل (P) والكريات (N) فتكون له سرعة $(v.s)$ مرتفعة.

نستنتج من ذلك بأن المصل هو المسؤول عن زيادة سرعة التثفل، وليست الكريات.

أما عند وضع كريات دم حمراء في محاليل متوازنة من السكر أو من كلوريد الصوديوم $(NaCl)$ أومن أي من الشوارد أوالجزيئات الصغيرة فإنها لاتتثفل وبالتالي فإن $(V.S=0)$ وكذلك بالنسبة لمحاليل الألبومين المتوازنة أو أي من جزيئات أخرى متناظرة فإن $(v.s)$ هي عملياً معدومة. وبالعكس ففي محاليل مولد الليفين المتوازنة أو أي من الجزيئات الخطية الكبيرة فإن $(v.s)$ تكون مرتفعة وبالتالي فإن تثفل الكريات الحمراء لايحدث إلا بوجود جزيئات خطية كبيرة وأن $(v.s)$ تزداد بتزايد تركيز الجزيئات الخطية الكبيرة.

لكن النتائج التي توصلنا إليها سابقاً تقودنا الى تناقض وهو أن $(v.s)$ تزداد

بتزايد تركيز الجزيئات الخطية الكبيرة، وكذلك فإن اللزوجة تزداد أيضاً لتزايد هذا التركيز و بالتالي فإن (*v.s*) تتغير وفق نفس اتجاه تغير معامل اللزوجة، وهذا معاكس للنتيجة التي تم الحصول عليها والمتعلقة بسرعة تثفل كرة على وجه العموم.

في الحقيقة، فإن هذا التناقض ليس إلا ظاهرياً لأن الفحص بالمجهر الضوئي يظهر لنا بأن الكريات الحمراء الموجودة في محلول (*NaCl*) المتوازن تكون منفصلة عن بعضها البعض، أي أن وحدة الحركة هي الكرية الحمراء الوحيدة التي تمتلك حجماً صغيراً وبالتالي فإن سرعة تثفلها ضعيفة جداً، وفي الواقع فإن (*v.s*) الصغيرة جداً هي نظرياً معدومة لأن التهيج الحراري يعيد الكريات إلى المعلق *Suspension*.

إن وجود الجزيئات الخطية الكبيرة يجعل الكريات الحمراء متوضعة مقابل بعضها البعض مشكلة بذلك اسطوانة، كما أنه بمقدار مايكون تركيز الجزيئات الخطية الكبيرة مرتفعاً بمقدار ما يكون طول هذه الاسطوانات كبيراً.

إذاً: عند تزايد تركيز الجزيئات الخطية الكبيرة في المصل فإن لزوجته تزداد، لكن حجم وحدة الخلية التي هي الاسطوانة تزداد أكثر بكثير لذا فإن (*v.s*) تزداد أيضاً.

إن تشكل الاسطوانات هذه هو عبارة عن تجمع عكوس لأن التهيج الحراري يشتت الكريات الحمراء التي تتجمع عند السكون أو عند سرعة انتقال ضعيفة (دم لانيوتوني *Non Newtotian Blood*).

يعتبر قياس (*v.s*) فحصاً سهلاً وحساساً جداً لزيادة الجزيئات الخطية الكبيرة في المصل (مولد الليفين، $\propto_2$ غلوبين، هيبتوغلوبين) حيث إن هذه الجزيئات تكون متزايدة في بعض حالات العدوى والالتهابات. فقياس (*v.s*) يشبه قياس

درجة حرارة الجسم، فهو يحمل عنصراً إضافياً لتشخيص الأمراض، كما أنه يسمح بمتابعة تطور المرض، أحياناً لايكون تركيز الجزيئات الخطية الكبيرة العنصر الوحيد الذي يلعب دوراً في قيمة $(v.s)$ لأن الهيماتوكريت *Hematocrite* يلعب دوراً هاماً، فنقص الهيماتوكريت (فقر الدم) يتسبب بزيادة $(v.s)$ لأن طول كل اسطوانة لا يتغير أثناء فقر الدم إنما عددها هو الذي ينخفض ولهذا السبب فإن عرقلتها تكون قليلة أثناء التثفل.

أحياناً لا يكون تسارع الجاذبية الأرضية كافياً لتثفل الكريات الحمراء المعزولة و لجعلها تتثفل يجب تأمين تسارع (γ) أكبر من (g). يسمى هذا التسارع بالتسارع النابذ المطبق على الدم *(Centrepital Acceleration)* .

فإذا كانت (ω) السرعة الزاوية و (R) المسافة بين الكرية الحمراء ومحور الدوران فإن:

$$\gamma = \omega^2 R \qquad (1\text{-}27)$$

فمثلاً، في نابذة (مثفل دوراني) تدور *(6000 rev/min)* دورة في الدقيقة (100 دورة في الثانية)، وعندما تكون $(R=0.1m)$ فإن:

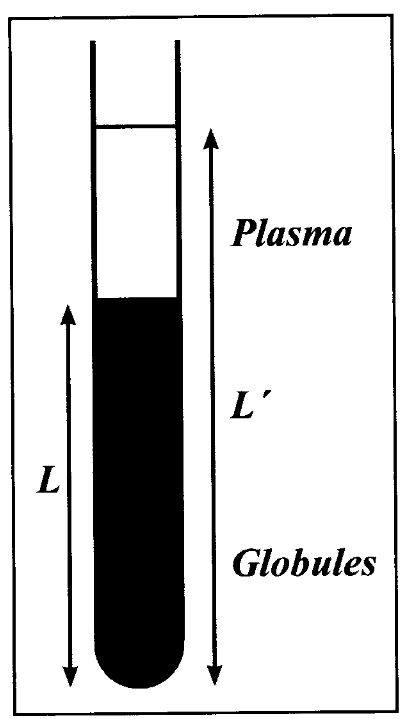
$$\omega = 2\pi.100$$

$$\gamma = (4\pi^2.10^4)\ .\ (0.1) \cong 40000\ (m/sec^2)$$

وبما أن $(g \cong 10m/sec^2)$ نستطيع القول بأن التسارع النابذ يساوي $(4000g)$.

يسمح هذا النوع من النبذ (تثفل بالدوران) بتثفل الجسيمات ذات الحجم المرئي بالمجهر الضوئي (كريات حمراء، خلايا مختلفة، بكتريا، جزيئات متجمعة) وفصلها عن المحلول. تسمح عملية نبذ الدم غير المتخثر بالحصول على المصل

Supernata الدموي الذي يجرى عليه عدد من الفحوصات البيولوجية، فمثلاً عند وضع الدم في انبوب مقطعه (S) ثابت فإن الحجم المشغول بالكريات الحمراء بعد عملية النبذ هو (SL) بينما الحجم الكلي هو (SL') وبالتالي فإن النسبة: $(\frac{L}{L'}=\frac{SL}{SL'})$ تساوي إلى الهيماتوكريت الذي يتم قياسه كما في (الشكل 1-16).



الشكل (1-16) قياس الهيماتوكريت باستخدام انبوب البول

أما فيما يتعلق بالبول *Urine* فإن عملية النبذ تسمح بتجميع و ضمن حجم صغير جداً (في قعر الانبوب) جميع العناصر الموجودة في انبوب البول (خلايا، بلورات ميكروية، كريات حمراء...) وأن الفحص المجهري للبول يجرى على الجزء المتثفل في قعر الانبوب. وأحياناً يكون التسارع الذي يتم الحصول عليه بالنبذ

العادي غير كافٍ لحمل الجزيئات التي حجمها أصغر بكثير من حجم الخلايا، لذا يستخدم تسارعات كبيرة جداً، أي أن سرعة الدوران مرتفعة جداً وهذا يتسبب ببعض المشاكل التقنية، مثل: (نوعية المحرك، توازن كامل للجزء المتحرك، ضرورة العمل في الفراغ وفي درجة حرارة منخفضة).

وأن النابذة السريعة جداً والتي تدور $(42000\ rev/min)$ دورة في الدقيقة. تنتج وعلى بعد $(0.1m)$ تسارعاً قدره $(2.10^6\ m/sec^2)$ أي حوالي $(2.10^5 g)$.

الفصل
الثاني

الفيزياء الحيوية للدوران الدموي

Circulation System Biophysics

2-1 مقدمة *Introduction*:

الدوران الدموي هو عبارة عن حركة انتقالية للدم *translation movement* في الأوعية الدموية، وأن الطاقة الضرورية لانتقال هذا الدم، يؤمنها القلب الذي يتألف من أربعة أجواف، أذينتين (يمنى ويسرى) وبطينين (أيمن وأيسر)، جدرانها قابلة للتقلص (عضلات قلبية). تستقبل الأذينة اليسرى الدم الآتي من الرئتين بالأوردة الرئوية ثم تتقلص مرسلة الدم إلى البطين الأيسر. ومن ثم يتقلص البطين الأيسر قاذفاً الدم الذي يحتويه في الشريان الأبهري الذي يتفرع عنه شرايين بدورها تتفرع إلى شرينات تتفرع بدورها إلى أوعية شعرية فيها يتم التبادل مابين الدم والنسج ولهذا تتغير مكونات الدم.

يسمى الجزء من الأوعية الشعرية القريب من الشرينات بالأوعية الشعرية الشريانية. أما الجزء من الأوعية الشعرية البعيد عنها فتسمى بالأوعية الشعرية الوريدية التي تتجمع ثانية بوريدات، التي بدورها تتسبب في ولادة الأوردة التي تصب في الأوردة الجوفاء والتي بدورها تصب في الأذينة اليمنى ولهذا يمكننا القول إنه يوجد مابين الشريان الأبهر والأوردة الجوفاء عدد من المجموعات الوظيفية (كل واحدة منها مكونة من واحد أو عدة شرايين، شرينات، أوعية شعرية، وريدات ومن واحد أوعدة أوردة) مخصصة لمنطقة أو لعضو محدد، وتكون هذه المجموعات الوظيفية متوازية وأن الدم مابين الأبهر والأوردة الجوفاء لا يجتاز إلا شبكة أوعية شعرية (يوجد أحياناً استثناءين).

يسمى جريان الدم مابين البطين الأيسر والأذينة اليمنى بالدوران المجموعي أو بالدوران المرتفع الضغط أو الدوران الكبير.

تتقلص الأذينة اليمنى مرسلة الدم إلى البطين الأيمن الذي بدوره يقذف الدم

نحو الرئتين بالشريان الرئوي الذي يلعب دورالوسيط حيث يجتاز الدم الأوعية الشعرية الرئوية ويقاد إلى الأذينة اليسرى بالأوردة الرئوية. إن هذا الدوران للدم مابين البطين الأيمن والأذينة اليسرى هو عبارة عن الدوران الرئوي أو الدوران المنخفض الضغط أو الدوران الصغير.

من الضروري ملاحظة (الذي لا يظهر جلياً لبعض الطلبة) أن التعابير شرايين وأوردة ذات مصدر تشريحي وحيد، حيث نطلق كلمة شرايين على الأوعية الدموية التي تغادر القلب (بطينين) وإسم أوردة على الأوعية الدموية التي تعيد الدم إلى القلب (أذينتين) سواء كان ذلك في الدوران المجموعي أو في الدوران الرئوي. ويحدث تبادل مكونات الدم في شبكات الأوعية الشعرية (مجموعي أو رئوي) وليس في القلب ولهذا ينتج أن دم الأوردة المجموعية له نفس مكونات دم الشريان الرئوي (دم يقال له وريدي) بينما نلاحظ بأن مكونات دم الأوردة الرئوية هي نفسها مكونات دم الشرايين المجموعية (دم يقال له شرياني).

أما الصمامات الموجودة مابين مختلف العناصر فتسمى:

- مابين الأذينة اليمنى والبطين الأيمن: صمام ثلاثي الشرف.
- مابين الأذينة اليسرى والبطين الأيسر: صمام تاجي.
- أما في بداية الأبهر (صمام أبهري) والشريان الرئوي (صمام رئوي) صمامات سينية.

تسمى فترات استرخاء القلب بانبساط القلب (*diastoles*) بينما فترات تقلص القلب بإنقباض القلب (*systoles*) .

2-2 الاختلاف مابين دوران الدم وانسياب الماء في قناة:

تنتج هذه الاختلافات من السائل الجاري، فالدم الجاري يرافقه تشوهات لذا فإن صفاته تختلف عن صفات ماء المضخه لأن الأوعية الدموية ليست أقنية مستقيمة ولاصلبة ومقطعها غير ثابت. كما أن الدم ليس سائلاً نيوتونياً *NonNewtonian Fluid*.

فعند السرعات الضعيفة من مرتبة سرعة انسياب الدم في الأوعية الشعرية فإن لزوجة الدم تكون مرتفعة بفعل التجمع العكوس للكريات الحمراء. كما نلاحظ في الأوعية الدموية الصغيرة (شرينات مثلاً) أن انسياب الدم لايكون صفائحياً تماماً بل (ثنائي الصفائحي) حيث إن الجزء المحوري (كثافة الكريات الحمراء كبيرة) ينزلق داخل شريحة محيطية سماكتها غير مهملة مكونة فقط من المصل، كما أن جميع جسيمات الجزء المحوري تتحرك عملياً بنفس السرعة لهذا فإن تدرج السرعة يتواجد في الشريحة المحيطية للمصل، وبالتالي فإن ظواهر اللزوجة تحدث بشكل أساسي في المصل وأن اللزوجة الظاهرية للدم في هذه الأوعية الدموية الصغيرة تكون أقل من اللزوجة المقاسة (اللزوجة النسبية $(\eta = 2)$ بدلاً من (3.3) مما يتسبب بانسياب الدم بمحاذاة الجدران بسرعة أكبر مما هي عليه عند وجود كريات حمراء)... ولا يعود وجود هذه الخاصية إلى طبيعة الأوعية الدموية بل إلى الدم ذاته.

إن قطر الأوعية الشعرية أصغر من قطر الكريات الحمراء ولهذا فإن الكريات الحمراء تتشوه كي تستطيع الانسياب وأن الاحتكاك يعود بشكل أساسي إلى الكريات الحمراء بحيث إن اللزوجة الظاهرية للدم هنا أكبر من القيمة المقاسة. كما أن هذا التشوه في الكريات الحمراء والذي يعتبر عاملاً أساسياً للانسياب في

الأوعية الشعرية يكون تابعاً للزوجة السائل داخل الكرية الحمراء *red blood cell* وغشاؤها *membrane*.

● **القلب *The Heart*:**

لا يدفع الدم في الشرايين *arteries* بشكل مستمر بل بقذفات انقباضية *heart beat* حجم الواحدة حوالي *(70ml)* (لشخص بالغ عادي) ولهذا فإن ضغط الدم في البطين الأيسر يتغير من قيمة انبساطية صغرى قريبة من الصفر إلى قيمة إنقباضية عظمى من مرتبة *(140mm Hg)* (لشخص بالغ عادي).

● **الأوعية الدموية *The Blood Vesels*:**

هي أقنية مقاطعها متغيرة مع الزمن حيث يتغير قطرها تحت تأثير ضغط الدم (مرونة) أو بفعل عصبي أو مزاجي بحيث إن:

تضيق الأوعية الدموية = تناقص المقطع ، توسع الأوعية الدموية = تزايدالمقطع.

● **المرونة *The Elastisity*:**

تلعب مرونة جدران الشرايين دوراً هاماً في الدورة الدموية *blood circulation*. فعند الانقباض، يرسل البطين الأيسر في الشرايين حجماً من الدم تحت ضغط مرتفع (ضغط انقباضي أو أعظمي *systolic* (P_{sys}))، وتحت تأثير هذه الزيادة في الضغط وبفضل مرونة الشرايين فإن الشرايين تتوسع وبالتالي يزداد حجمها وحجم الدم الذي تحتويه بداخلها ويزداد أيضاً توتر جدرانها.

أما عند الانبساط فإن الصمامات ما بين البطينات والشرايين تكون مغلقة ولهذا يكون الضغط في البطينات عملياً معدوماً. فيما تطبق الشرايين المتوسعة أثناء

الانقباض بفعل توتر جدرانها ضغطاً على الدم متابعة بذلك ارسال الدم في الشرينات، لكن المقاومة المعاكسة للانسياب التي تبديها الشرينات والأوعية الشعرية (مقاومة محيطية) كبيرة جداً ويكون التدفق نسبياً صغيراً (قانون بوازويل) مما يجعل الخزان الشرياني لا يملك الوقت الكافي ليتفرغ عند الانبساط ولهذا تبقى الشرايين متوسعة قليلاً مطبقة على الدم ضغطاً لا يساوي الصفر أي أن الضغط الانبساطي أو الأصغري (P_{dia}) للدم في الشرايين لايساوي الصفر، للبالغين يكون الضغط الإنقباضي من مرتبة $(140mm\ Hg)$ والضغط الإنبساطي من مرتبة $(75mm\ Hg)$ وعندما تتزايد المقاومات المحيطية فإن الخزان الشرياني يتفرغ أيضاً بسرعة أقل عند انبساط القلب، لذا فإن توتر جدران الشرايين يبقى مرتفعاً وبالتالي يحصل تزايد في الضغط الانبساطي ولهذا فإن القيمة الانبساطية تقترب من القيمة الانقباضية وأن الفرق بين هذين الضغطين يتناقص ولهذا نقول بأنه يوجد انقباض في التوتر الشرياني.

أما في الدوران الرئوي فيكون الضغط الانقباضي من مرتبة $(27mm\ Hg)$ والضغط الانبساطي من مرتبة $(9mm\ Hg)$ أي أن الفرق بين هذين الضغطين أكثر أهمية بالمقارنة مع الدوران الدموي المجموعي:

ففي الدوران المجموعي :

$$(P_{sys} - P_{dia} = 140 - 75 = 65 \approx 0.8P_{dia})$$

بينما في الدوران الرئوي:

$$(P_{sys} - P_{dia} = 27 - 9 = 18 \approx 2P_{dia})$$

ملاحظة *Note*:

نشير إلى أن الرأي الذي يقول بأن دور مرونة الشرايين *arteries elasticity* في تحويل قذف الدم المتقطع إلى قذف مستمر هو خاطىء، لأنه إذا كانت هذه الخاصية صحيحة، عندئذٍ لا يمكننا إدراك النبضات القلبية عند مفصل اليد بشكل جيد.

ملاحظات *Notes*:

أ- يتغير التدفق الدموي في الشرايين مع الزمن (قذف انقباضي) ولهذا فإن حجم الشرايين يتغير مع الضغط، لذا يجب ألا نتكلم عن مقاومة الانسياب في الشرايين بل يجب الحديث عن (أن نناقش) ممانعة الانسياب في هذه الشرايين. هذا ونستطيع مقارنة دور الشرايين في دوران الدم بدور المكثفة الكهربائية *capacitor* في دائرة يجتازها تيار كهربائي متغير *alternative current*.

ب- في التطبيق الطبي نطلق غالباً على ضغط الدم في الشرايين اسم التوتر الشرياني ونعبر عنه بوحدات الضغط. فزيادة ضغط الدم في الشرايين هو ارتفاع التوتر الشرياني أما تناقصه فهو انخفاض التوتر الشرياني.

من الواضح أن هذه التسمية من وجهة النظر الفيزيائية غير معقولة. فالتوتر ليس ضغطاً لكن هذا ليس خطأً كبيراً لأنه من جهة يعني مصطلحاً متعارفاً عليه ومن جهة أخرى فإنه خلال الزمن حيث إن مقطع الشريان لا يتغير فإن الضغط الذي يطبقه الدم على الجدار الشرياني (ضغط دموي) يكون متوازناً مع الضغط الذي يطبقه الجدار

الشـرياني المرن على الدم وأن الضـغط الأخيـر هذا (ΔP) يعـود إلى التوتر (A) للجدار الشـرياني وبالتالي فإن قانون لابلاس *Laplace law* المسـتخدم في التوتر السطحي يبين أنه من أجل سطح له نصفـا قطرا انحناء متعامدين R_1 و R_2 أن:

$$\Delta P = A\left(\frac{1}{R_1}+\frac{1}{R_2}\right) \tag{2-1}$$

وأنه من أجل قناة اسطوانية نصف قطرها (R) يكون $(\Delta P = \frac{A}{R})$ إذاً يوجد ما بين ضغط الدم وتوتر الجدار الشرياني علاقة تناسبية وبما أنه تم افتراض أن نصف القطر ثابت فإن تغيرات الضغط والتوتر تتم وفق نفس الاتجاه.

أحياناً هذا التبرير المعتاد للمصطلح يكون مقبولاً فقط من أجل ضغط الدم في الشـرايين لكن يجب ألا نخلط بين الضـغط والتـوتر. فـمـثـلاً عندما يعود الضغط الدموي إلى توتر الجدار كما في حالة القلب فإن قانون لابلاس يظهر لنا أنه بغية الحصول على نفس الضغط باستخدام البطينات أنه عندما تكون أنصاف الأقطار كبيـرة يجب أن يكون التـوتر كبيراً. إذاً ففي حالة ازدياد حجم التجاويف القلبية، فإن على عضلة القلب أن تؤمن توتراً أكبر لإعطاء ضغط عادي.

2-3 سرعات الدم في الأوعية الدموية *Blood Velocities In Vesselsl*:

نعلم أنه عندما تكون عدة أقنية متوازية فيما بينها فإن التدفق الإجمالي هو عبارة عن مجموعة التدفقات الجزئية.

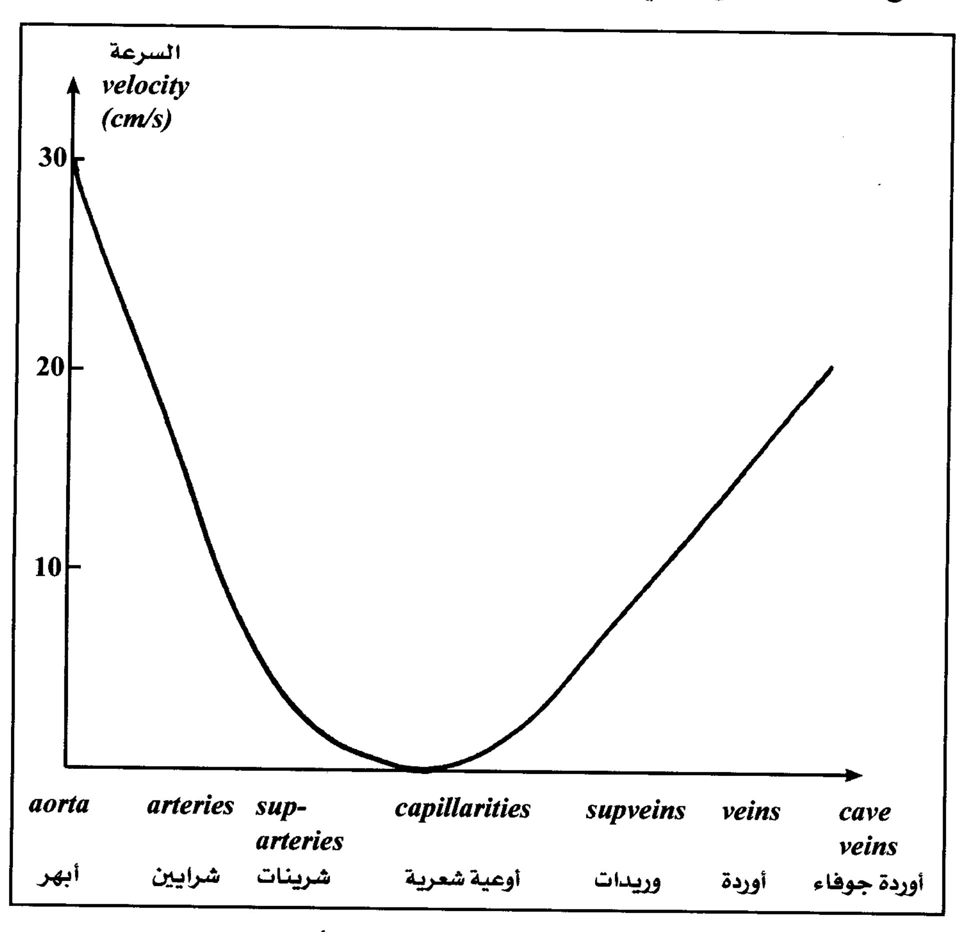
فإذا كانت (S_i) مقطع القناة و (v_i) سرعة المائع داخلها فإن:

$$D = S_1v_1 + S_2v_2 + S_3v_3 + ...$$

إذا افترضنا أن (v) هي السرعة المتوسطة نحصل على:

$$D = (S_1 + S_2 + S_3 + ...)v = Sv$$

تلعب الأقنية المتوازية نفس دور قناة وحيدة مقطعها يساوي إلى مجموع مقاطع الأقنية (المقطع الكلي) ويتحرك بداخلها المائع بالسرعة المتوسطة (v).



الشكل (2-1) تغير سرعة الدم داخل الأوعية الدموية

أما في حالة الأوعية الدموية لكائن حي فإن المقطع الكلي يزداد ابتداء من الأبهر وحتى الأوعية الشعرية (مخروط شرياني) ويتناقص من الأوعية الشعرية وحتى الأوردة الجوفاء (مخروط وريدي) وبالنتيجة فإن سرعة الدم تتناقص ابتداء من الأبهر وحتى الأوعية الشعرية وتزداد من الأوعية الشعرية وحتى الأوردة الجوفاء وبالتالي ينتج أنه في الأوعية الشعرية تكون سرعة الدم صغيرة جداً وهذا ضروري كي تتاح الفرصة ليتم التبادل ما بين الدم والخلايا (الشكل 1-2).

2-4 عمل القلب *Heart Function*:

يتلقى القلب في أذينتيه الدم الذي يملك طاقة *Energy* (E_1) ثم يرسله بوساطة بطينيه في الدوران بطاقة (E_2) . أي أن القلب كالمضخة يعطي الطاقة إلى الدم وأن الطاقة التي يكتسبها الدم بدورة قلبية تسمى (عمل القلب) (تغيرات الطاقة والعمل محسوبة بالقيمة المطلقة وهذا يعني أنها دائماً تكون موجبة). من الواضح أن عمل القلب هو عبارة عن مجموع أعمال أذينتين و بطينين وأن دور الأذينتين هو تمرير الدم إلى البطينين حيث يصل بسرعة وضغط ضعيفين، وبالتالي فإن عملهما ضعيف ولهذا يكون جدارهما رقيقاً، وأنه يجب على البطينين تأمين عمل أكثر أهمية وعلى الأخص البطين الأيسر ذو العضلة القلبية الأكثر سماكة حيث يؤمن العمل الأكبر لأنه يرسل الدم بضغط كبير في كافة أجزاء الكائن الحي.

ولنحاول الآن إستنتاج عمل البطين الأيسر. عند انقباض القلب، يقذف البطين الأيسر في الأبهر دماً حجمه (V) وأن الطاقة الكلية للحجم (V) في البطين الأيسر قبل انقباضه أي عند انبساط القلب هي:

$$E_1 = mgh_1 + \frac{1}{2}mv_1^2 + P_1V \qquad (2\text{-}2)$$

وتصبح هذه الطاقة في الأبهر :

$$E_2 = mgh_2 + \frac{1}{2}mv_2^2 + P_2 \ V \qquad (2\text{-}3)$$

حيث (v_2) هي السرعة المتوسطة و (P_2) الضغط المتوسط للدم في الأبهر (متوسط لأن هاتين القيمتين متغيرتين مع الزمن).

وبالتالي فإن عمل البطين الأيسر هو:

$$\Delta E = E_2 - E_1 \qquad (2\text{-}4)$$

وهو عبارة عن مجموع ثلاثة أعمال :

- عمل الثقالة (الجاذبية) =

$$\Delta E_g = mg \ (h_2 - h_1) \qquad (2\text{-}5)$$

- عمل حركي =

$$\Delta E_v = \frac{1}{2}m \ (v_2^2 - v_1^1) \qquad (2\text{-}6)$$

- عمل الضغط =

$$\Delta E_P = (P_2 - P_1) \ V \qquad (2\text{-}7)$$

وبما أن الأبهر و البطين الايسر يقعان عملياً في نفس المستوي الأفقي (عملياً نفس الارتفاع) فإن: $h_1 = h_2$

لهذا فإن عمل الثقالة معدوم . ومن جهة أخرى فإن ضغط الدم في البطين الأيسر قبل انقباض القلب صغير جداً وبالتالي فسرعته معدومة. ولأجل البالغين نجد بأن عمل الضغط هو حوالي $(0.9J)$ بينما نجد بأن العمل الحركي هو من مرتبة $(0.003J)$. فالدور الأساسي للبطين الأيسر هو إذاً زيادة ضغط الدم وأن عمل السرعة ليس إلا متمماً (في الحالة العادية) وأنه في حالة التوترات الشريانية

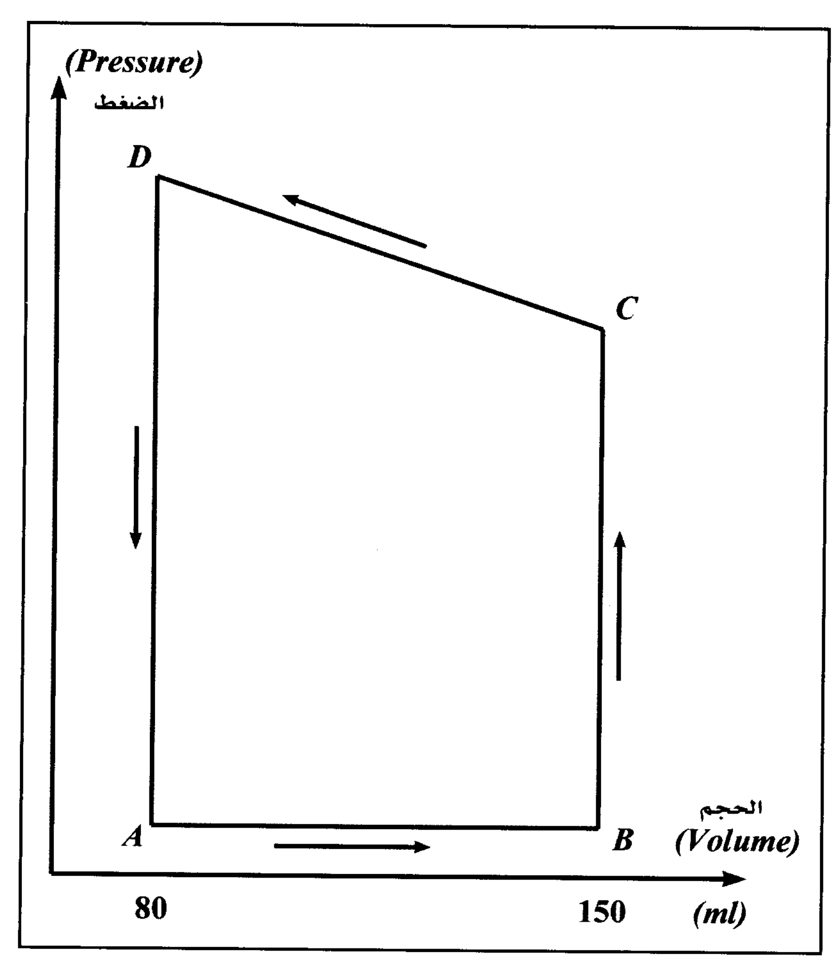
المرتفعة، وهذا يعني زيادات في ضغط دم الشرايين أي زيادة الضغط في الأبهر، يزداد عمل البطين الأيسر مما يؤدي إلى زيادة في تعب القلب.

كما نجد بأن عمل البطين الأيمن هو من مرتبة $(0.09J)$ وأن عمل الأذينتين مهمل أمام عمل البطينين ولهذا فإن عمل القلب هو من مرتبة واحد جول لكل دورة قلبية.

ملاحظات *Notes*:

أ- يبدو أنه غير منطقي حساب العمل الحركي الذي يبدو مهملاً أمام عمل الضغط ($0.003J$ أمام $0.9J$) لكن هذا ليس صحيحاً إلا للبطين الأيسر ولشخص في حالة سكون. وبالفعل أثناء النشاط العضلي الشديد يضرب تدفق الدم بأربعة وهذا يعني بأن السرعة أيضاً مضروبة بأربعة وبالتالي فإن العمل الحركي مضروب بستة عشرة $(0.05J)$ ولهذا لايكون مهملاً. من جهة أخرى فإن عمل الضغط للبطين الأيمن أقل مما هو عليه في البطين الأيسر لأن الضغط المتوسط في الشريان الرئوي أقل مما هو عليه في الأبهر وبالتالي لايكون العمل الحركي في البطين الأيمن مهملاً أمام عمل الضغط.

ب- عندما يخرج الدم من البطين يتغير الضغط تدريجياً، وبغية إجراء دراسة دقيقة يجب حساب القيمة الكلية $(\int pdV)$ بدلاً من أخذ الضغط المتوسط في الأبهر ولهذا السبب يتم تسجيل تغيرات ضغط الدم داخل البطين بتابعية حجمه، والمنحني البياني الناتج يمثل بشكل واضح دورة مغلقة موافقة لدوره قلبية واحدة (الشكل 2-2).



الشكل (2-2) تغير ضغط الدم داخل البطين بتابعية حجمه

فما بين (A,B) يزداد حجم الدم في البطين تحت تأثير وصول الدم الآتي من الآذينة، حيث يرتفع من حوالي $(80ml)$ إلى حوالي $(80+70=150ml)$ وأنه خلال هذه الفترة الزمنية يبقى الضغط قريباً من الصفر أما في (B) ينغلق الصمام التاجي وتتقلص العضلة القلبية ويزداد ضغط الدم. أما مابين (B,C) فإن الدم لايكون أيضاً قدخرج من

البطين ولهذا فإن حجمه يبقى ثابتاً بينما في (C) يتم قذف انقباضي لهذا فإن حجم البطين يتناقص ويرافق ذلك دائماً ازدياد في الضغط.

أما في (D) فينتهي القذف الانقباضي وتسترخي العضلة القلبية ولهذا يتناقص الضغط بينما يبقى الحجم ثابتاً أثناء هذا التناقص.

ويتم الحصول على عمل البطين بإجراء تكامل بياني للسطح المحصور داخل هذا المنحني (الشكل 2-2).

ج- الاستطاعة (القدرة) المقدمة للدم *power* هي $(1.2watt)$ صغيرة جداً أمام القدرة المستهلكة من قبل القلب (حوالي *13.0watt*) أي أن القلب لايعطي إلى الدم إلا حوالي عشر الطاقة التي يتلقاها وهذا يعود لسببين رئيسين هما:

1- للتفاعلات الكيمياء الحيوية مردوداً أقل من (1) وأكبر من (0.1).

2- أن عضلة القلب كأي عضلة حتى وإن لم تنتج عملاً تكون متوترة جزئياً وتستهلك طاقة.

بما أن حالة توتر العضلة القلبية مرتبطة بالجملة العصبية لهذا نرى بأن صدمة إنفعالية تؤثر على قلب المريض أكثر من تأثير أي نشاط فيزيائي معتدل.

أن الاختلاف مابين العمل الفيزيائي (قوة مضروبة بالانتقال) والطاقة التي تبذلها عضلة حية يظهر جيداً ضرورة التعليل الفيزيائي الحيوي وهذا يعني تكييف (وليس تطبيقاً حرفياً) القوانين الفيزيائية على الكائن الحي.

لنأخذ مثالاً آخر، شخص ساكن يحمل في كل يد حقيبة وزنها $(15.0kg)$

وبالتالي فإن القوانين الأساسية في الفيزياء تقول بأن العمل الميكانيكي معدوم (لايوجد انتقال) لكن التجربة تبين بأنه يوجد تعب يعود إلى بذل طاقة.

2-5 نتائج نظرية برنولي:

1- تغير ضغط الدم مع الارتفاع

عندما نعطي قيم الضغط الدموي بدون دقة كاملة فالمقصود دائماً هو الضغط الشرياني أو الوريدي على مستوى ارتفاع القلب. ويجب دائماً قياس الضغوط لشخص ممدد وبشكل خاص فيما يتعلق بالضغوط الوريدية ذات القيمة المنخفضة وأن صفر جهاز القياس يجب أن يكون بشكل دقيق في المستوي الأفقي للقلب. وحتى نحتفظ بضغط ثابت في الشرايين الدماغية لشخص في حالة الهبوط العنيف للتوتر يجب أن يسترخي ممدداً على ظهره وإلا سيتمدد لوحده لفقدانه الوعي.

كما أن الأشخاص الذين ينفذون أعمالاً مطولة وهم في وضعية الوقوف دون أن يمشوا (حلاقو الشعر مثلاً) يصابون غالباً بالدوالي (اتساع الأوردة) في الساقين.

2- تغير ضغط الدم بتغير مقطع الأوعية الدموية

في الاتساع (انتفاخ في جدار الشريان) تكون الزيادة في الضغط مهملة لأنها تعود إلى تناقص الضغط الحركي ذو القيمة الصغيرة جداً.

وبالعكس عند التضيق الشرياني المعتبر (اختناق) تزداد سرعة الدم بعنف مما يؤدي إلى انخفاض الضغط وعندما يصبح هذا الضغط أصغر من الضغط الخارجي المطبق من قبل الغلاف الجوي والعضلات ينعصر الشريان ومن ثم ينغلق مما يؤدي ذلك إلى إنعدام سرعة الدم ومن ثم بعد ذلك يزداد ضغط الدم فينفتح الشريان

ويبدأ انسياب الدم من جديد وينتج عن ذلك انفتاحات وانغلاقات للشريان يترجم بإهتزاز ملحوظ يمكن إدراكه عن بعد، إما بالاصغاء (لهثان) أو باللمس (إرتعاش).

2-6 نتائج قانون بوازويل *Poiseuillos Law results*:

يعطي تدفق المائع (D) الذي معامل لزوجته (η) والمنساب في انبوب أفقي اسطواني نصف قطره (r) وطوله (l) ومطبق مابين نهايتيه فرق في الضغط قدره $(P_B - P_C)$ بالعلاقة التالية:

$$D = \frac{(P_B - P_C)\pi \ r^4}{8\eta l} \qquad (2\text{-}8)$$

1- دور اللزوجة *Viscosity Effect*:

عند ازدياد معامل لزوجة الدم (η) يتناقص التدفق، وحتى يستطيع الكائن الحي الحفاظ على تدفق ضمن قيم عادية، يزيد القلب فرق الضغط $(P_B - P_C)$ حيث (P_C) ضغط الدم عند طرف الجملة الوعائية وهذا يعني أنه عند مدخل القلب وهو لا يتغير. وبالعكس فإن (P_B) الذي يمثل ضغط الدم عند الطرف الآخر للجملة الوعائية حيث يمكن للضغط الشرياني أن يتغير، أي أن القلب يزيد الضغط الشرياني، أي يحصل ارتفاع في التوتر الشرياني لهذا يتعب القلب أكثر مما هو عليه في الحالة الطبيعية.

وعلى العكس فإنه أثناء بعض العمليات الجراحية وبغية تسهيل جريان الدم، نخفض اصطناعياً لزوجته باستبعاد وقتي لكمية من الدم الكامل (كريات + مصل) من الكائن الحي ونستعيض عنها بحجم مساوٍ من محلول لزوجته مساوية للزوجة المصل وهذا بدوره ينقص الهيماتوكريت (نسبة حجم الكريات الحمراء إلى حجم الدم) ومن ثم اللزوجة، ولهذا يزداد تدفق الدم، وأنه بالرغم من تناقص الهياتوكريت

إلا أن نقل الأوكسجين إلى المراكز العصبية يتحسن وأنه في نهاية العملية يعاد الدم المستبعد إلى الجسم.

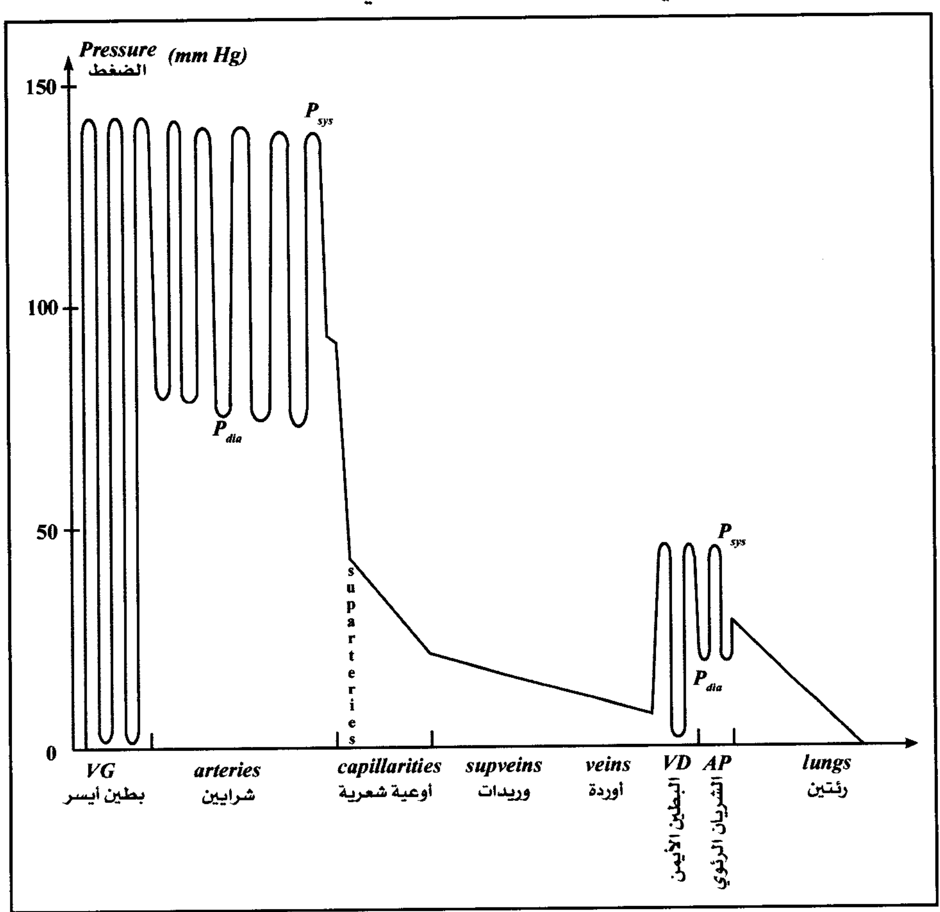
2- الضغوط في الأوعية الدموية

بعد الرجوع إلى قانون بوازويل، نرى بأن ضغط الدم يتناقص أثناء الإنسياب (الشكل 3-2) وبما أن مقاطع الشرايين كبيرة ،يكون ضياع الشحنة فيها صغيراً، وأن الضغط الأعظمي في الأبهر يساوي إلى الضغط الانقباضي للبطين الأيسر، فهو لا يتناقص إلا قليلاً على طول الشرايين (الضغط الأصغري يعود إلى مرونة الشرايين و إلى المقاومة المحيطية) وأنه ما بين الأبهر وطرف أصغر الشرايين يتغير الضغط المتوسط للدم تقريباً من (*100mmHg*) إلى (*90mmHg*) .

وبما أن نصف قطر الشرينات صغير وهي ذات طول كبير، لهذا يكون ضياع الشحنة فيها كبيراً من(*90mmHg*) إلى (*40mmHg*) ومن جهة أخرى فإن قطر الشرينات متغير (تضيق الأوعية أو توسع الأوعية) لهذا يمكننا القول بأن الشرينات تلعب دور حنفيات (صنابير). (أكثر أو أقل انفتاحاً) موجودة في مختلف أجزاء الجملة الدورانية وهي تسمح بتغيير التدفق الدموي في مناطق معينة من الكائن الحي.

أما الأوعية الشعرية فهي ذات نصف قطر صغير جداً وأطوالها قصيرة وعددها كبير جداً، ولهذا فإن ضياع الشحنة فيها كبير، لكنه أقل بكثير مما هو عليه في الشرينات (*40mmHg* إلى *15mmHg*) لهذا سيكون الضغط في الجزء الوريدي للوعاء الشعري أقل بكثير مما هو عليه في الجزء الشرياني ولهذا دور أساسي في المبادلات السائلية ما بين الأوعية الشعرية و الوسط البيني. بينما في الوريدات ينخفض الضغط من (*15mmHg*) إلى (*10mmHg*) تقريباً. وأخيراً في الأوردة

يكون ضياع الشحنة صغيراً بسبب كبر المقطع وهو أكبر من ($10mmHg$) بقليل ولهذا ينتج بأن الضغط عند مدخل الأذينتين يكون سالباً قليلاً (وهذا يعني أنه أصغر من الضغط الجوي) بفعل الامتصاص الأذيني.



الشكل (3-2) تناقص ضغط الدم أثناء عملية الانسياب

وبما أن الضغوط الوريدية *Vines pressure* صغيرة لذا يعبر عنها (cm_{H_2O}) .

أما في البطين الأيمن فيتغير الضغط ما بين قيمة انبساطية قريبة من

الصفر وقيمة انقباضية من مرتبة (27 mmHg). وأن الضغط الانقباضي في الشريان الرئوي يساوي عملياً إلى الضغط في البطين الأيمن، بينما الضغط الانبساطي في الشريان الرئوي فيساوي إلى (9 mmHg) بسبب مرونة الجدران.

وأخيراً فإن الضغط في الأوعية الشعرية الرئوية ينخفض من (20 mmHg) إلى (عدة ميلمترات زئبقية mm Hg) لينعدم في طرف الأوردة.

3- دور تغيرات المقطع *Cross section Effects*

أ- تضيق شرياني (اختناق):

يتسبب التضيق الشرياني بانخفاض التدفق الدموي في منطقة الأوعية الدموية، أما (السدادة) فهي عبارة عن انغلاق كلي للوعاء الدموي بجسم غريب مجروف بالدوران الدموي وأن هذا الجسم الغريب هو على العموم جلطة دموية *Interacting*، لكن يمكن أن يكون أيضاً مكوناً من قطيرات شحمية (سدادات شحمية) أو من سائل أمونيوتيك (سدادات أمونيوتيك) أو من فقاعات غازية *gases bubbles* (سدادات غازية).

ب- تضيق وريدي:

ينتج مثلاً من طوق وريدي (عبارة عن رباط مشدود بضغط أقل من الضغط الشرياني وأكبر من الضغط الوريدي، يقوم بعصر الأوردة تاركاً الشرايين مفتوحة).

أو جبس مشدود كثيراً أو انضغاط ورمي أو الانضغاط المطبق من الأجنة على الأوردة البطنية عند المرأة الحامل متسبباً بتزايد ضغط الدم في المقدمة وهذا يعني:

1- في الجزء الأمامي (مقدمة) للوريد الذي سينتفخ تحت تأثير ازدياد الضغط متسبباً بإحداث دوالي عند المرأة الحامل.

2- في الأوعية الشعرية حيث إن ازدياد الضغط يتسبب بانطلاق مبالغ به للماء ولجسيمات صغيرة من الدم نحو السائل البيني وهذا يعني تشكل الوذمات. كما أن علامة الرباط تعتبر فحصاً تقديرياً لمقاومة الوعاء الشعري، فإذا وضعنا طوقاً وريدياً فإن زيادة الضغط في الوعاء الشعري يحدث في حالات انخفاض مقاومة الوعاء الشعري انطلاق الكريات الحمراء إلى خارج الأوعية الشعرية وبالتالي فإن الهيموغلوبين (خضاب الدم) المتحرر يكون مرئياً على الجلد على شكل نمش وهذا يعني بقعاً صغيرة ذات لون أحمر ضارب إلى البنفسجي يتراوح نصف قطرها ما بين ($0.1mm$ و $1.0mm$).

3- في الشرينات.

ج- توسع وعائي موضعي:

يحدث بشكل أساسي في الشرينات (وهي الأوعية الدموية المتفرعة عن الشرايين) متسبباً بازدياد التدفق في المنطقة المعنية وازدياد الضغط في المؤخرة وهذا يعني في الأوعية الشعرية (وذمات) ويمكن أن يحدث هذا التوسع الوعائي اصطناعياً بالحرارة أو عند الدلك بمرهم مما يؤدي إلى ازدياد التدفق والضغط في الوعاء الشعري. وأن قطرة دم وعاء شعري مأخوذة من منطقة التوسع لها نفس خواص الدم الشرياني. ويجب الملاحظة أنه عند التوسع الوعائي أن الحجم الحاوي (أوعية دموية) يزداد بينما حجم المحتوى (دم) يبقى ثابتاً ولهذا فإن توتر الجدران المرنة للأوعية الدموية ينخفض ومن ثم يتبع هذا الانخفاض انخفاض الضغط الرئيسي الانبساطي للدم في الشرايين (انخفاض التوتر).

2-7 النفخات:

النفخات العائدة إلى الدوران الدموي هي عبارة عن اهتزاز ات يمكن ادراكها عن بعد بالاصغاء، وهي تحدث أثناء انسياب الدم عند اجتيازه مقطعاً ضيقاً وأن السبب الأساسي للنفخات يكمن في نظام الإنسياب الذي يكون صفائحياً ثم يصبح مضطرباً في منطقة الاختناق وبالتالي فإن الدم يضرب بأعاصيره (دوامات) الجدران فيجعلها تهتز، وأنه أحياناً يضاف إلى هذا السبب الأساسي في حالة التضيق الشرياني اهتزاز يعود إلى تعاقب فتح واغلاق الشريان. وعندما تكون النفخات شديدة يترجم ذلك بإرتعاش يمكن ادراكه باللمس.

أما في منطقة الصمامات القلبية، تحدث النفخات:

1- عندما ينفتح الصمام بطريقة غير كاملة (إختناق) فإن الدم يمر في الاتجاه الطبيعي مجتازاً فتحة تضيق أو عندما لا ينغلق الصمام بشكل كامل (غير كافي) فالدم المار بشكل طبيعي مجتازاً الصمام المفتوح يحدث نفخات عندما يرتد مجتازاً الفتحة الضيقة للصمام المغلق نظرياً.

2- في الحالة الطبيعية لا يحدث مرور الدم في الاختناقات البسيطة والعديدة الموجودة في الجملة الدورانية نفخات لأن انسياب الدم عندئذ لا يكون مضطرباً، بينما في حالة فقر الدم فإن نقصان لزوجة الدم المرجحة على انخفاض الكتلة الحجمية يحدث زيادة في عدد رينولدز الذي يميز لنا نوعية الإنسياب [$(R=\dfrac{\rho v r}{\eta})$ حيث (R) عدد رينولدز و (ρ) الكتلة الحجمية و(η) معامل اللزوجة و (v) السرعة المتوسطة و (r) نصف قطر القناة الإسطوانية وعندما تكون $(R \rangle 1000)$ فالانسياب يكون

صفائحياً، وعندما تكون $(R \rangle 1500)$ فالانسياب مضطرب، لكن عندما $(1000 \langle R \langle 1500)$ لا يكون نظام الإنسياب معروفاً] وبالتالي يصبح الانسياب مضطرباً متسبباً بظهور نفخات في مختلف مناطق الكائن الحي.

2-8 قياس التوتر الشرياني *Artery Pressure Measurement*:

يتم قياس ضغط الدم في الشرايين على أشخاص ممددة وتوجد طريقتان:

- **الطريقة المباشرة:**

يتم نقل ضغط الدم إلى جهاز القياس بسائل غير قابل للانضغاط (محلول كلوريد الصوديوم المعقم) موجود في انبوب غير مرن وقطره صغير (مسبار) حيث يتم ادخال أحد أطراف المسبار في الشريان أما الطرف الآخر للمسبار فيكون ملامساً للاقطة القياس الموجودة على نفس ارتفاع القلب (خارج الكائن الحي).

- **الطريقة اللامباشرة :**

وهي الطريقة المستخدمة عملياً بشكل واسع، فهي لا تتطلب أبداً وخز الشريان. حيث يتم وضع كم قابل للانتفاخ بالهواء حول ذراع الشخص ويحاط هذا الكم بساعدة قماشية غير قابلة للتمدد وبالتالي يتم قياس ضغط الهواء (P) في الكم بمقياس ضغط السائل المدرج $(mmHg)$.

في المرحلة الأولى يتم نفخ الكم إلى ضغط أكبر من الضغط الأعظمي للدم في الشرايين ومن ثم فإن الضغط (P) المنقول بالنسج المرنة (عضلات...) يعصر الشريان فينغلق مما يجعل تدفق الدم معدوماً (طوق شرياني). وبالتالي فإن الطبيب الذي يصغي أو يجس الشريان عند أسفل الساعدة (مرفق) لا يدرك شيئاً ومن ثم

يتم تفريغ الكم ببطء وأنه طالما أن (P) أكبر من (P_{sys}) الانقباضي يبقى الشريان مغلقاً، وعندما يصبح (P) أقل من (P_{sys}) الإنقباضي ينفتح الشريان قليلاً عند الانقباض.

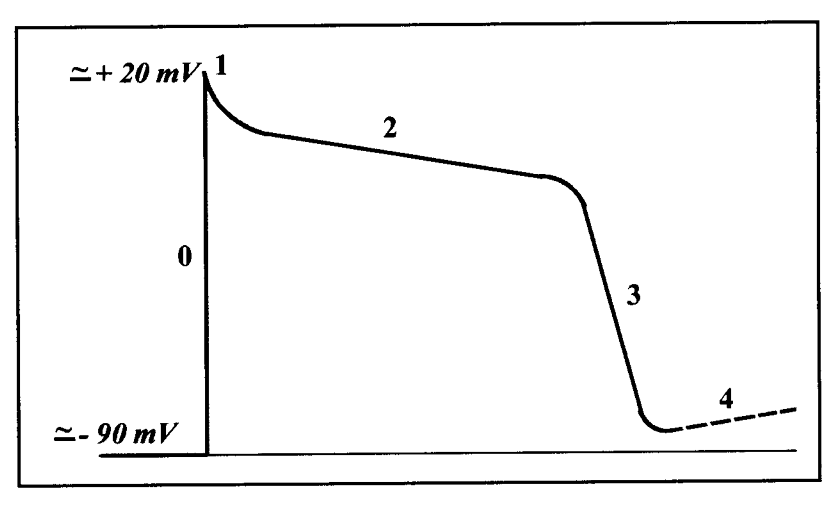
ولكن عندما يصبح (P) أقل من (P_{dia}) الانبساطي يبقى الشريان مفتوحاً بشكل مستمر. لكن عندما تكون قيمة (P) واقعة ما بين $(P_{dia}$ و $P_{sys})$ فالدم يجري في شريان متضيق (اختناق) وبالتالي فالطبيب يسمع اهتزازاً، يختفي هذا الاهتزاز عندما يصبح (P) أقل من (P_{dia}) . أما قياس الضغط الوريدي فيتم دائماً على شخص ممدد وبطريقة مباشرة ويعبر عنه (mmH_2O) أو (cmH_2O) .

2-9 جهد (كمون) التأثير القلبي Heart Potential Effect:

وكما هي الحال بالنسبة لجميع العناصر القابلة للتهيج، فإن أغشية الخلايا القلبية تكون مستقطبة في حالة السكون حيث يكون داخل الخلية سالباً بالنسبة للخارج وأن فرق الكمون الكهربائي الموجود ما بين طرفي الغشاء يسمى (جهد) بكمون السكون.

أما عند التهيج أو إزالة الإستقطاب فإن فرق كمون (الجهد) الإنتقال الغشائي يصبح موجباً، إنه كمون التأثير.

يبين (الشكل 4-2) تسجيلاً بيانياً لكمون التأثير لخلايا العضلة القلبية ويقسم إلى خمسة أطوار متتالية:



الشكل (4-2) جهد (كمون) الخلايا القلبية

الطور(0) أو إزالة الاستقطاب السريع حيث يجتاز جهد الغشاء بعنف من قيمة كمون (جهد) السكون (حوالي $-90mV$ إلى حوالي $+20mV$).

يستمر هذا الطور زمناً صغيراً (عدة ms) وسرعته مميزة بالسرعة العظمى لازالة الإستقطاب الذي تم الحصول عليه باشتقاق الجهد الكهربائي بالنسبة للزمن وأن سرعه النقل داخل القلب متناسبة مع السرعة العظمى.

الطور(1) أو إعادة الاستقطاب السريع البدائي الذي يرتكز على الانخفاض الطفيف في جهد الغشاء.

الطور(2) أو التسطح (العتبة) المسمى بذلك لأن جهد الغشاء لا ينخفض إلا قليلاً عند فترته.

الطور(3) أو إعادة الاسقطاب السريع وهو الزمن الذي خلاله ينخفض جهد الغشاء بعنف.

الطور(4) أو إزالة الاستقطاب الانبساطي وهو صعود طفيف لكمون (جهد) الغشاء، ويلاحظ في البنى العقدية وفي نسيج بيركينج.

تظهر الدراسة الدقيقة أنه طالما أن إعادة الإستقطاب لا تقود كمون (جهد) الغشاء إلى قيمة من مرتبة $(-50mV)$ إلى $(-55mV)$ لايوجد ومهما كانت شدة المنشط إنطلاقة لإزالة استقطاب جديدة ولهذا يوجد مابين بداية إزالة الاستقطاب السريع واللحظة حيث يصل الكمون (الجهد) إلى هذه القيمة، نوبة عدم التأثر.

إن تغيرات كمون (جهد) الغشاء يقود إلى تغيرات النفوذية للشوارد $(ions)$ وأن شاردة الكالسيوم تلعب دوراً كبيراً في الخلايا القلبية.

ففي الطور (0) تزداد النفوذية لانفتاح أقنية (Na^{+}) ودخول (Na^{+}) إلى داخل الخلية خلال فترة تشكل الطبقة الثنائية الكهربائية.

أما في الطور(1) يوجد تعطل غير كامل لأقنية الصودويوم وانتقال (Cl^{-}).

بينما الطور (2) يوجد انفتاح لأقنية (Ca^{++}) وأن أقنية الصوديوم لاتكون مغلقة كلياً، ولهذا فإن انتقال (Ca^{++}) و (Na^{+}) يتم من الخارج نحو الداخل بينما (K^{+}) تنتشر من الداخل نحو الخارج.

في الطور(3) يوجد انفتاح لأقنية (K^{+}) بينما تنغلق أقنية (Ca^{++}).

في الطور (4) يوجد بالنسبة لبعض المؤلفين انفتاح جزئي لأقنية (Na^{+}) أما بالنسبة للبعض الآخر فإن هذا الطور يعود إلى انغلاق متتالي لأقنية (K^{+}).

إن دراسة ومعرفة كمونات (جهود) التأثير القلبي تسمح بَتقدمات ملحوظة في علاج الاضطرابات القلبية وعلى الأخص عدم الانتظام في نبض القلب. فبعض الأدوية تثبط أقنية الصوديوم مخفضة بذلك السرعة العظمى للنقل السريع وبالتالي تباطؤ سرعة النقل داخل القلب كما أنها تستطيع أيضاً زيادة فترة نوبة عدم التأثر. وأن محاصرات بيتا تخفض إزالة الاستقطاب البطيء للطور (4). وبعضها الآخر يثبط إما أقنية الكالسيوم أو أقنية البوتاسيوم.

2-10 القواعد الفيزيائية للتخطيط الكهربائي للقلب:

The Physical Methodlogy of the (ECG)

1- أعمال تجريبية *Experimental Trials*

يوجد بين نقطتين مختارتين بشكل ملائم من كائن حي، فرق جهد كهربائي متغير مع الزمن يعود إلى الفعالية القلبية، كما أن منحني تغير فرق الجهد الكهربائي بتابعية الزمن يمثل مخطط كهربائية القلب *Electrocardiography* *(ECG)*. وأن مجموع النقطتين اللتين يوجد بينهما فرق الجهد يسمى (إشتقاق) وأن قيمة فرق الجهد هي قيمة الإشتقاق.

أ- المشتقات المستخدمة في التطبيق الطبي:

المشتقات المحيطية:

توضع المساري الكهربائية المستخدمة في القياس على محيط الكائن الحي وهذا يعني في مفصل اليد اليمنى وفي مفصل اليد اليسرى وفي الكاحل الأيسر. ونستطيع أن نبين بأن جهد طرف العضو له نفس قيمة القاعدة التالية:

جهد مفصل اليد اليمنى = جهد الكتف الأيمن $(R) = V_R$

جهد الكاحل الأيسر = جهد العانة $(F) = V_F$

جهد مفصل اليد اليسرى = جهد الكتف الأيسر $(L) = V_L$

1°) المشتقات المحيطية ثنائية الأقطاب أو نموذج إينتهوفن

D_1 : مابين مفصل اليد اليمنى ومفصل اليد اليسرى: $D_1 = V_L - V_R$

D_2 : مابين مفصل اليد اليمنى والكاحل الأيسر: $D_2 = V_F - V_R$

D_3 : مابين مفصل اليد اليسرى والكاحل الأيسر: $D_3 = V_F - V_L$

2°) المشتقات المحيطية أحادية الأقطاب:

يتم تسجيل فرق الكمون الكهربائي مابين القطب الفعال وهذا يعني بأن الكمون يتغير مع الزمن (مفصل اليد اليمنى، مفصل اليد اليسرى، الكاحل الأيسر) وقطب حيادي كمونه يبقى بإستمرار معدوماً أثناء عمل القلب وهو عبارة عن مربط ويلسون المركزي $(B.C.W)$.

(V_R) مقاس بين مفصل اليد اليمنى و $(B.C.W)$.

(V_L) مقاس بين مفصل اليد اليسرى و $(B.C.W)$.

(V_F) مقاس بين الكاحل الأيسر و $(B.C.W)$.

3°) مشتقات حول القلب:

القطب الحيادي هو دائماً مربع ويلسون المركزي وبالتالي فإن القطب الفعال هو عبارة عن مسرى موجود على الصدر في النقاط التالية:

(V_1) طرف داخلي لرابع حيز بين الأضلاع اليمنى.

(V_2) طرف داخلي لرابع حيز بين الأضلاع اليسرى.

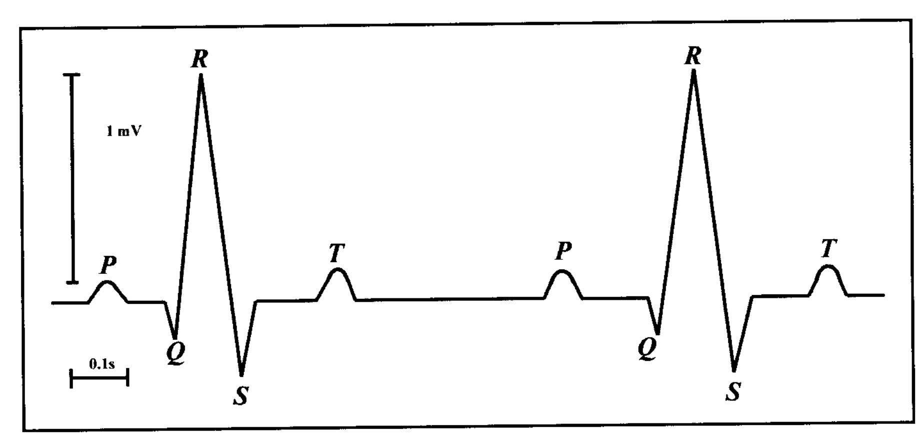
(V_4) خامس حيز بين الأضلاع على خط حلمة الثدي.

(V_3) في الوسط مابين (V_2) و (V_4).

(V_5) نفس أفق (V_4) على الخط الأبطي الداخلي.

(V_6) نفس أفق (V_4) و (V_5) على الخط الأبطي المتوسط.

4°) المنحنى البياني الناتج.



الشكل (2-5) تغير كهربائية القلب *(ECG)* بوساطة الاشتقاق D_2

يبين (الشكل 5-2) المنحنى البياني المسجل بالاشتقاق (D_2) حيث نلاحظ على مخطط كهربائية القلب أن كل تغير في فرق الجهد الكهربائي فوق أو تحت خط تساوي الكهرباء (فرق الجهد يساوي الصفر) يشار إليه عالمياً بأحرف هي (P,Q,R,S,T) مكونة ثلاثة أجزاء متميزة هي الاصابة (P) والمركب (QRS) والاصابة (T).

2- التفسير بوساطة نظرية الوريقات الكهربائية:

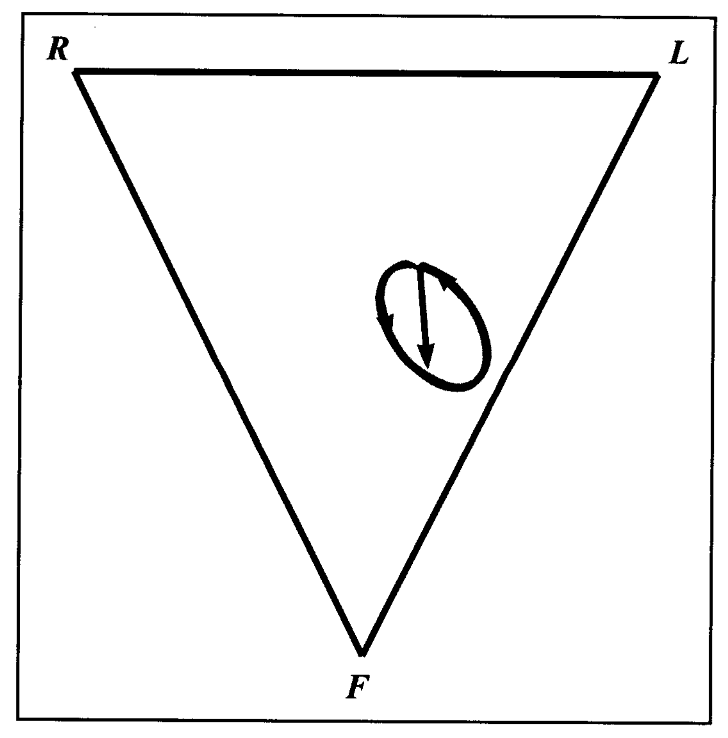
مستخدم بشكل رئيسي حول القلب (منطقة القلب).

3- التفسير بوساطة نظرية ثنائية الأقطاب

أولاً- الفرضيات الأساسية

تشكل النقاط الثلاثة $(R.L.F)$ انظر الشكل (6-2) (R:كتف أيمن - L:كتف أيسر - F:العانة) مثلثاً متساوي الأضلاع مركزه منطبق على المركز الكهربائي للقلب إنه (مثلث اينتهوفن). وحيث نطلق كلمة المركز الكهربائي للقلب على النقطة التي

يكون فيها الجهد الكهربائي معدوماً دائماً أثناء عمل القلب وأن مجموع ثنائيات الأقطاب العنصرية الموافقة لوجود وإعادة الإستقطاب لمختلف ألياف عضلة القلب تمثل بثنائي قطب وحيد عزمه $(\vec{M})$ ومبدأ الثابت (o) هو المركز الكهربائي للقلب الذي جهده دائماً معدوم والمنطبق على مركز المثلث وإتجاهه وشدته متغيرة أثناء عمل القلب وهذا يعني بأن نهاية $(\vec{M})$ ترسم منحنياً بيانياً في الحيز المسمى بمخطط حركة القلب المتجه (الشكل 6-2).



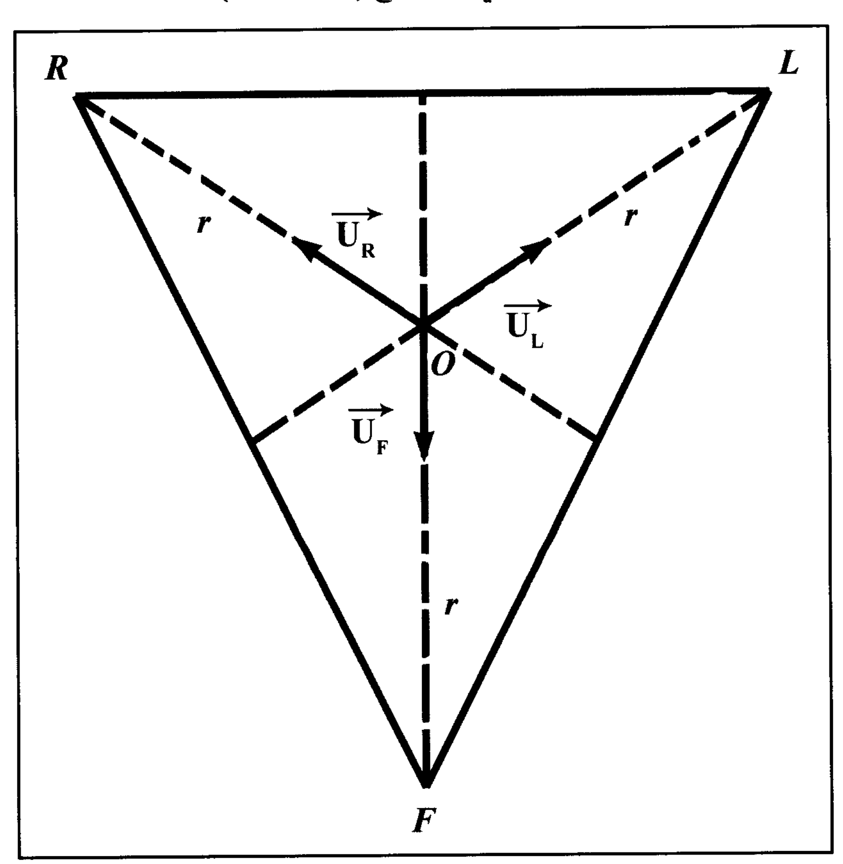
الشكل (6-2) تغير العزم $(\vec{M})$ أثناء حركة القلب حول مركزه وهو مركز القلب المتساوي الأضلاع

إن هذه الفرضيات ليست إلاتقريبية، فهي لا تسمح بحساب رياضي دقيق

لمختلف قيم الجهد بل تكفي لتفسير شكل مخطط كهربائية القلب وبعض تغيراته (توجه محور القلب بشكل خاص).

ثانياً: العلاقة مابين عزم ثنائي الأقطاب القلبي $(\vec{M})$ وفروق الجهد المقاسة في مشتقات محيطية وحيدة الأقطاب.

بما أن مثلث اينتهوفن متساوي الأضلاع (الشكل 7-2).



الشكل (2-7) فروق الجهد المقاسة في محيط القلب

فإن:

$$oR = oL = oF = r$$

فإذا أخذنا على المحاور: (oR, oL, oF) قيماً موحدة $(\vec{U}_R, \vec{U}_L, \vec{U}_F)$ موجهة من (o) نحو قمم المثلث يكون:

$$\left.\begin{aligned} V_R &= \frac{K\vec{M}\vec{U}_R}{r^2} = \frac{K}{r^2}\ .\ \overline{\text{مسقط } \vec{M} \text{ على } oR} \\ V_L &= \frac{K\vec{M}\vec{U}_L}{r^2} = \frac{K}{r^2}\ .\ \overline{\text{مسقط } \vec{M} \text{ على } oL} \\ V_F &= \frac{K\vec{M}\vec{U}_F}{r^2} = \frac{K}{r^2}\ .\ \overline{\text{مسقط } \vec{M} \text{ على } oF} \end{aligned}\right\} \quad (2\text{-}9)$$

أي أن قيم المشتقات المحيطية وحيدة الأقطاب هي في كل لحظة متناسبة مع مسقط المتجة $(\vec{M})$ على المحاور الثلاثة (oR, oL, oF) .

ثالثاً: العلاقة مابين المشتقات المحيطية الثلاثة وحيدة الأقطاب:

مما سبق نجد أن:

$$V_R + V_L + V_F = \frac{K\vec{M}(\vec{U}_R + \vec{U}_L + \vec{U}_F)}{r^2} \quad (2\text{-}10)$$

ويبين (الشكل 8-2) بأن:

$$\vec{U}_R + \vec{U}_L + \vec{U}_F = \vec{o} \quad (2\text{-}11)$$

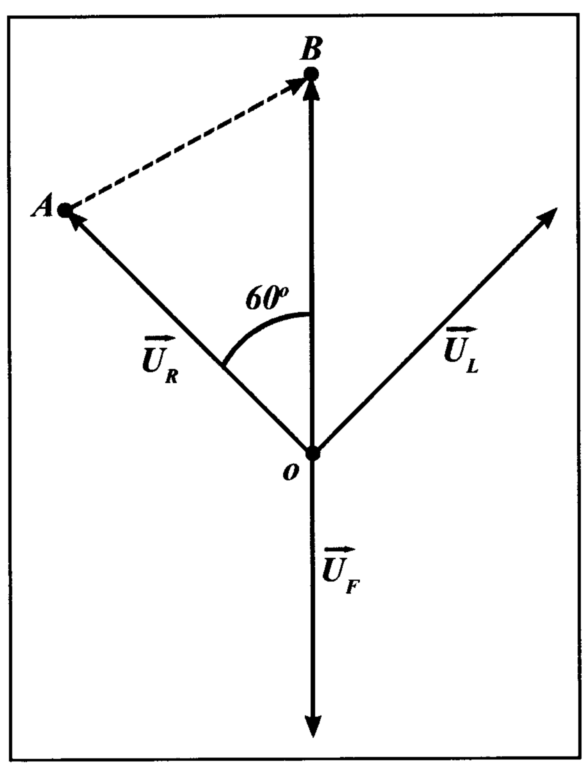
إذاً $V_R + V_L + V_F = o$ عند كل لحظة من عمل القلب.

وهذا يعني بأن:

$$o\vec{A} + A\vec{B} = o\vec{B}$$

$$\vec{U}_R + \vec{U}_L = o\vec{B}$$

حيث إن خط عمل $(o\vec{B})$ هو خط عمل $(\vec{U}_F)$ (متناظر) وجهته معاكسة لجهة $(\vec{U}_F)$، وشدته تساوي الواحد لأن المثلث$(0AB)$ متساوي الساقين، زاوية رأسه (60°)، إذاً فهو متساوي الأضلاع (انظر الشكل 8-2).



الشكل (8-2)

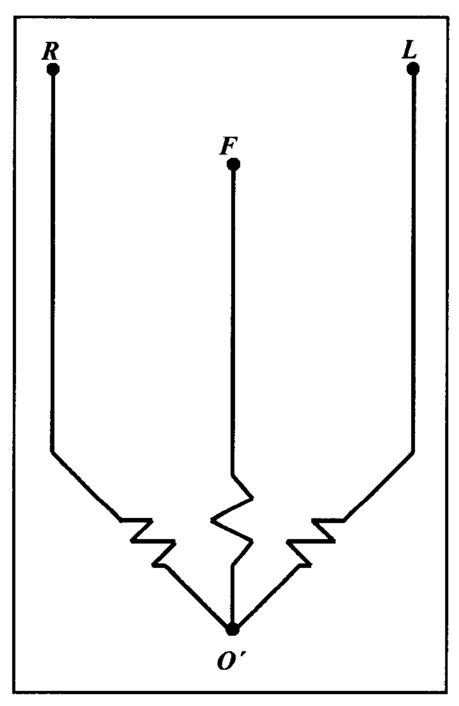
$$\vec{U}_R + \vec{U}_L + \vec{U}_F = o\vec{B} + \vec{U}_F$$

$$= -\vec{U}_F + \vec{U}_F = \vec{o}$$

رابعاً- مربط ويلسون المركزي:

إن مركز القلب الكهربائي (O) صعب البلوغ لذا ننشئه خارج الجسم وهذا

يعني في جهاز التسجيل قطباً (O') له نفس خواص المركز الكهربائي النظري للقلب يعني كمونه (جهده) دائماً يساوي الصفر. كما أن المفصلين والكاحل الأيسر موصولة ب (O') بمقاومات لها نفس القيمة (R) (من مرتبة $5000\ \Omega$) انظر (الشكل 9-2).



الشكل (9-2) مقاومات مماثلة لمقاومات المفصلين الأيمن والأيسر على الأيدي والكاحل على الرجل اليسرى

كما ان شدة التيار (I_F, I_L, I_R) المارة في المقاومات الثلاثة معطاة بقانون أوم:

$$I_R = \frac{V_R - V_{o'}}{R} \qquad I_L = \frac{V_L - V_{o'}}{R} \qquad I_F \frac{V_F - V_{o'}}{R} \qquad (2\text{-}13)$$

حيث تمثل النقطة (O') عقدة إذاً:

$$I_R + I_L + I_F = o \qquad (2\text{-}14)$$

$$\frac{V_R - V_{o'}}{R} + \frac{V_L - V_{o'}}{R} + \frac{V_F - V_{o'}}{R} = o$$

$$\frac{V_R + V_L + V_F}{R} - \frac{3V_{O'}}{R} = o$$

وبما أن $(V_R + V_L + V_F)$ دائماً معدوماً إذاً $(V_{O'} = 0)$.

أي أن جهد مربط ويلسون المركزي هو من حيث المبدأ معدوم.

خامساً- العلاقة بين متجة عزم ثنائية الأقطاب القلبية وفروق الكمون (الجهد) المقاسة في المشتقات المحيطية ثنائية الأقطاب.

لنحقق هذه العلاقة من أجل (D_I):

$$D_I = V_L - V_R = \frac{K\vec{M}\vec{U}_L}{r^2} - \frac{K\vec{M}\vec{U}_R}{r^2} = \frac{K\vec{M}(\vec{U}_L - \vec{U}_R)}{r^2} \qquad (2\text{-}15)$$

يجب حساب $\vec{U}_L - \vec{U}_R$ انظر (الشكل 2-10).

$$\vec{o}\vec{A} + \vec{A}\vec{B} = \vec{o}\vec{B}$$

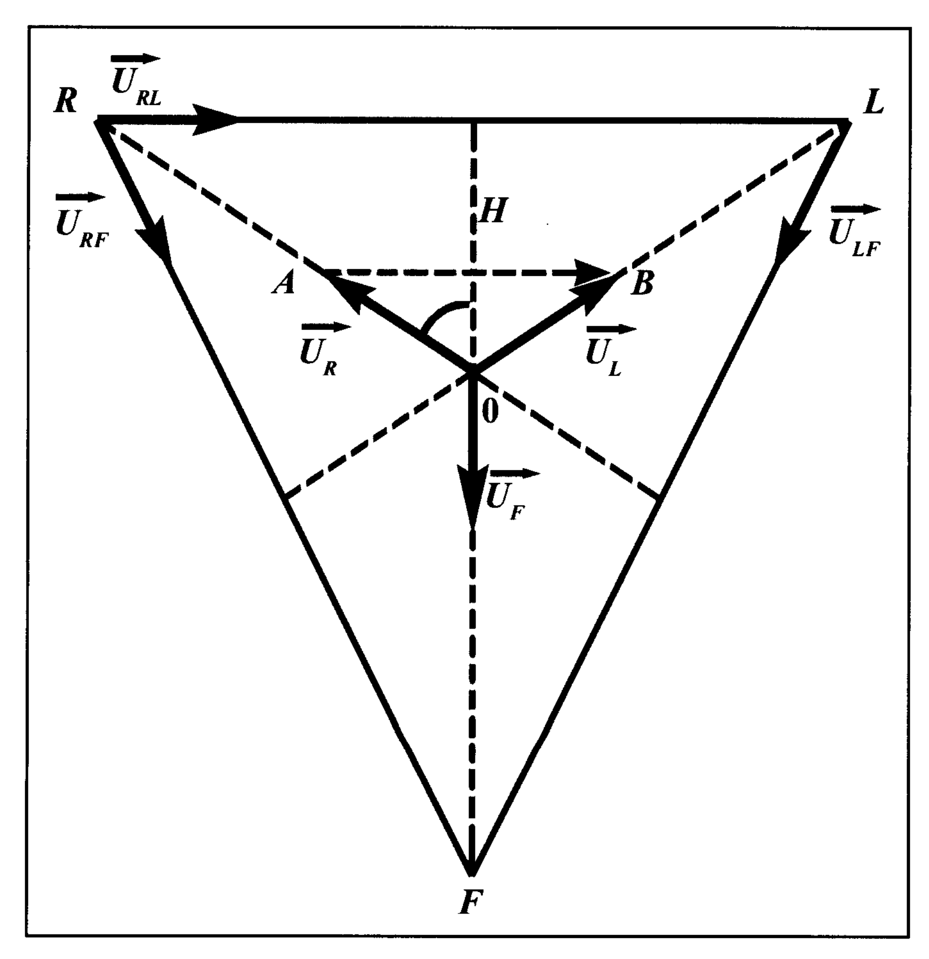
$$\vec{A}\vec{B} = \vec{o}\vec{B} - \vec{o}\vec{A} = \vec{U}_L - \vec{U}_R$$

$$\frac{oA}{oR} = \frac{1}{r} = \frac{oB}{oL} = \frac{1}{r}$$

إذاً المتجه $(\vec{A}\vec{B})$ موازي لضلع المثلث (RL) والشكل يبين أن المتجه $(\vec{A}\vec{B})$ متجه من (R) نحو (L).

$$AB = 2AH = 2OASin60°$$

$$AB = 2Sin60° = \sqrt{3} \qquad (2\text{-}16)$$



الشكل (2-10)

إذا أخذنا على (RL) ضلع المثلث متجة الوحدة $(\vec{U}_{RL})$ موجهة من (R) نحو (L) فإن:

$$\vec{U}_L - \vec{U}_R = \vec{A}\vec{B} = \sqrt{3}\vec{U}_{RL}$$

$$D_I = \frac{K\sqrt{3}\vec{M}\vec{U}_{RL}}{r^2} = \frac{K\sqrt{3}}{r^2} \bullet \overline{RL \text{ على } \vec{M} \text{ مسقط}} \qquad (2\text{-}17)$$

وكذلك إذا أخذنا على (RF) و (LF) أضلاع مثلث أينتهوفن متجهات الوحدة (U_{RF}) (موجهة من R نحو F) و $(\vec{U}_{LF})$ (موجهة من L نحو F).

فإن:

$$D_2 = \frac{K\sqrt{3}\vec{M}\vec{U}_{RF}}{r^2} = \frac{K\sqrt{3}}{r^2} \bullet \overline{\text{مسقط } \vec{M} \text{ على } RF} \qquad (2\text{-}18)$$

$$D_3 = \frac{K\sqrt{3}\vec{M}\vec{U}_{LF}}{r^2} = \frac{K\sqrt{3}}{r^2} \bullet \overline{\text{مسقط } \vec{M} \text{ على } LF} \qquad (2\text{-}19)$$

أي أن قيم المشتقات الثلاثة المحيطية ثنائية الأقطاب هي في كل لحظة متناسبة مع مسقط متجهة عزم ثنائية الأقطاب على الأضلاع الثلاثة لمثلث اينتهوفن.

سادساً- العلاقة مابين المشتقات المحيطية الثلاثة ثنائية الأقطاب، بعد تحديد:

$$D_1 + D_3 = V_L - V_R + V_F - V_L = V_F - V_R \qquad (2\text{-}20)$$

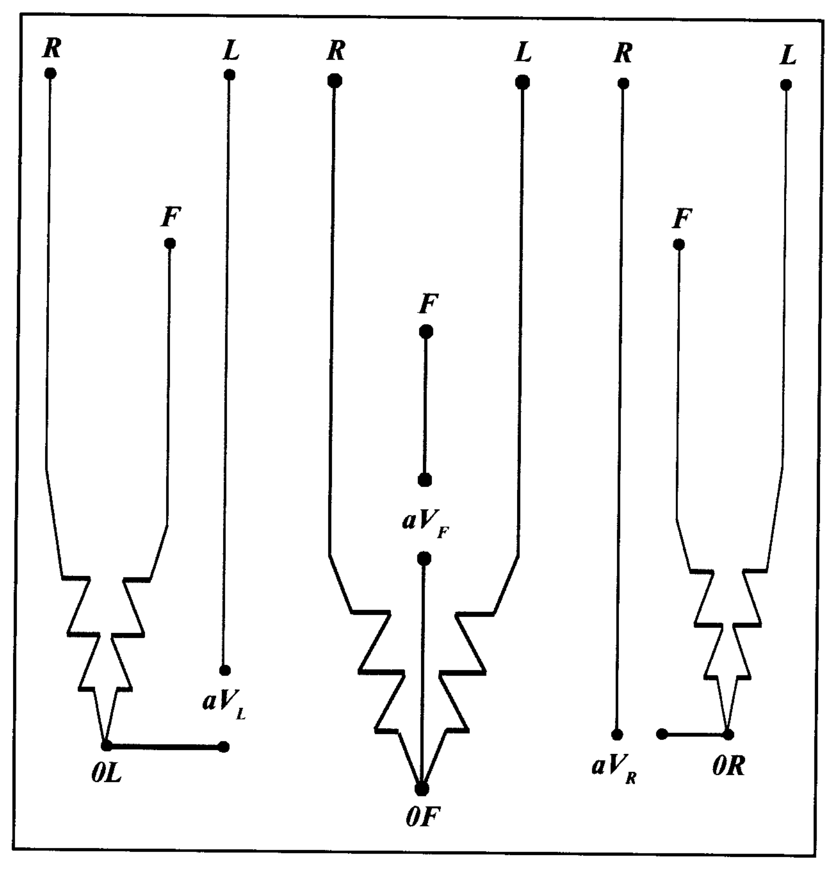
وهذا يعني أنَّ D_2 في كل لحظه هي: $D_2 = D_1 + D_3$.

سابعاً- المشتقات:

$$(aV_R \qquad aV_L \qquad aV_F)$$

تتناسب وحيدات الأقطاب المسماة ويلسون في كل لحظة مع مساقط $(\vec{M})$ على (OF,OL,OR) بينا ثنائيات الأقطاب متناسبة مع مساقط $(\vec{M})$ على (LF,RF,RL) مضروبة $(\sqrt{3})$ وبالتالي ينتج على المخطط الكهربائي للقلب الإصابات (T,QRS,P) الأقل وضوحاً في وحيدات الأقطاب منها في ثنائيات الأقطاب وأنه بغية الحصول على رسومات سهلة القراءة نستطيع إذاً من أجل هذه المشتقات تغيير حساسية الجهاز بتعييره مثلاًعلى $(2cm)$ لكل$(1mV)$ في حين أن

التعيير العادي هو $(1cm)$ لكل $(1mV)$. أو بتضخيم فروق الجهد المقاسة بتعديل مربط ويلسون المركزي (الجهة) فنحصل على مشتقات وحيدات الأقطاب المضخمة (aV_R, aV_L, aV_F) بحيث يستعاض عن $(B.C.W)$ بمربط موصول فقط بقمتي المثلث الغير مستخدمين بالمقاومات (R) (حوالي $5000\ \Omega$) (الشكل 11-2).



الشكل (2-11)

لنجر الحساب من أجل (aV_F):

بعد الرجوع إلى قانون العقد $(Loops)$ نجد أن:

$$\frac{V_R - V_{OF}}{R} + \frac{V_L - V_{OF}}{R} = 0 \quad (2\text{-}21)$$

$$V_{oF} = \frac{V_R + V_L}{2} = \frac{V_R + V_L + V_F - V_F}{2} = \frac{-V_F}{2} \quad (2\text{-}22)$$

$$aV_F = V_F - V_{oF} = V_F - (\frac{-V_F}{2}) = 1.5V_F \quad (2\text{-}23)$$

التي تختلف قليلاً عن $\sqrt{3}V_F$

وكذلك فإن:

$$\left.\begin{aligned} aV_L &= 1.5V_L \\ aV_R &= 1.5V_R \end{aligned}\right\} \quad (2\text{-}24)$$

ثامناً- جملة ست محاور ومحاور القلب الكهربائية:

نعطي مع المشتقات المحيطية ثنائيات الأقطاب (D_1, D_2, D_3) ووحيدات الأقطاب (V_R, V_L, V_F) قيم المساقط على المستوي الجبهي لنفس متجهة العزم الكهربائي لثنائي القطب القلبي على الأضلاع الثلاثة لمثلث اينتهوفن وارتفاعاتة الثلاثة. أو بشكل إجمالي ست مناحي (إتجاهات) اسقاط تشكل مابينها زوايا(60°) تسمى بنظام المحاور الستة لبيلي. هذا ونستطيع تحديد عدداً من محاور كهربائية القلب، محور إزالة الاستقطاب الأذيني، محور إزالة الاستقطاب البطيني، محور إعادة الاستقطاب البطيني، وسنأخذ كمثال محور إزالة الاستقطاب البطيني:

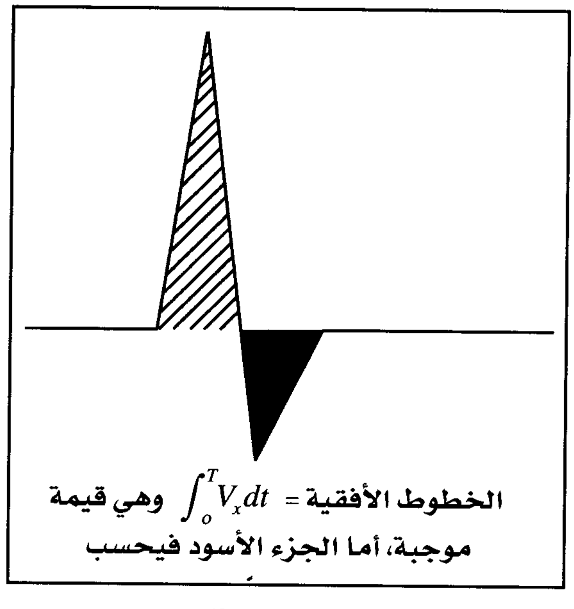
إن محور إزالة الاستقطاب الكهربائي البطيني هو عبارة عن المتجة $(\vec{A})$ تساوي إلى متوسط متجهات العزوم الكهربائية $(\vec{M})$ لثنائي القطب القلبي أثناء العمل البطيني، وإنه إذا كانت (T) الفترة الزمنية لازالة الاستقطاب فإن:

$$\vec{A} = \frac{1}{T} \cdot dt \int_0^T \vec{M} \cdot dt$$

وبما أن المتجهة هي $(\vec{A})$ متوسط المتجهات $(\vec{M})$ فإن مسقط $(\vec{A})$ على محور يساوي إلى متوسط مساقط $(\vec{M})$ على هذا المحور

$$\vec{A}\cos 0 = \frac{1}{T}\int_o^T \vec{M}\cos 0 \cdot dt = \frac{K'}{T}\int_o^T V_x \cdot dt$$

حيث (V_x) فروق الجهد (الجهد) الكهربائي المقاسة في الاشتقاق الموافق للزمن المعتبر، (K') ثابت يساوي إلى $(K' = \frac{r^2}{K})$.



الشكل (2-12)

بينما المقدار: $(\int_o^T V_x dt)$ هو القيمة الجبرية للسطح المحدود بالمركب (QRS) للاشتقاق (x) وخط تساوي الكهرباء، هذا السطح هو عبارة عن مجموع السطح الواقع فوق خط تساوي الكهرباء الذي يحسب (موجباً) (خطوط أفقية على الشكل 2-12) والسطح الواقع تحته والذي يحسب سالباً (أسود ممتلئ على الشكل 2-12).
إذاً فالسطح المحدود بالمركب (QRS) في (D_1) يتناسب مع مسقط $(\vec{A})$ على

(RL) ضلع مـثلث اينتـهـوفن وأن السطح المحـدود بالمركب (QRS) في (D_2) يتناسب مع مسقط $(\vec{A})$ على (RF) ضلع مثلث اينتهوفن، والسطح المحدود بالمركب (QRS) في (D_3) يتناسب مع مسقط $(\vec{A})$ على (LF) ضلع مثلث اينتهوفن.

وأنه بغية تحديد موضع المحور الكهربائي بدقة،يجب إعادة تشكيل المتجهة $(\vec{A})$ ابتداء من قيم مساقطها.

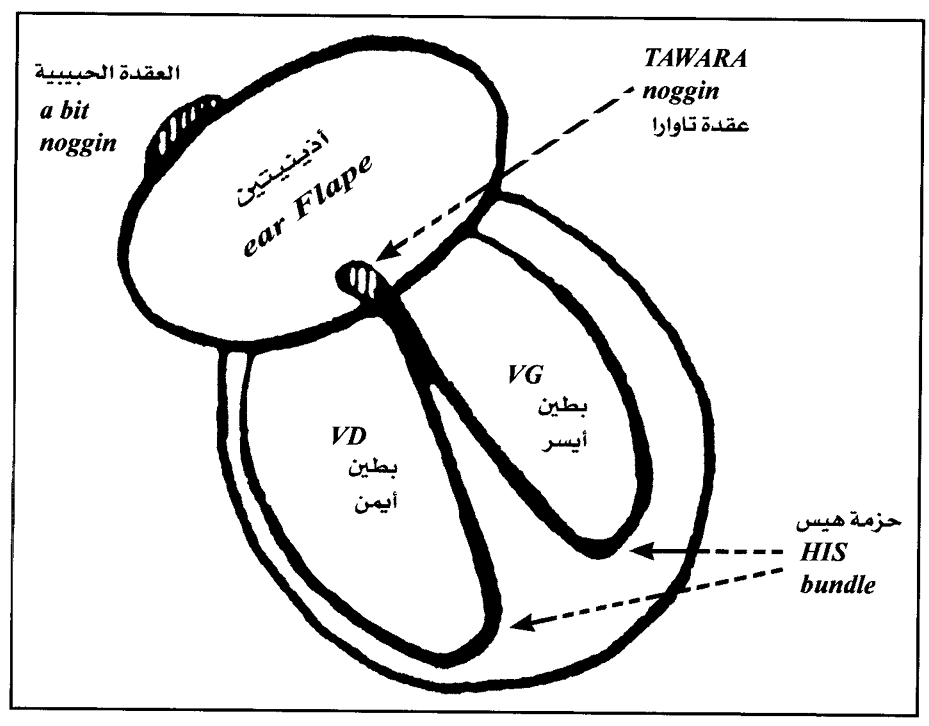
ومن المألوف أننا نستطيع تحديد، وبسرعة كبيرة لكن بدقة أقل، توجه المحور الكهربائي مستخدمين المشتقات المحيطية الستة.

المحور الكهربائي هو عمودي على محور الإسقاط. ويكون السطح المحصور عليه بالمركب (QRS) معدوماً. وكذلك وبسهولة كبيرة ودقة أقل نقبل بأن المحور الكهربائي عمودي على محور الاسقاط الذي عليه يكون المجموع الجبري لانحرافات (QRS) معدومة.

4- نشوء مخطط كهربائية القلب

يتكون القلب بشكل أساسي من نسيجين انظر (الشكل 13-2) ولقد لوحظ أن العضلة أو العضلة القلبية ذات سماكة صغيرة حول الأذينتين وأكثر أهمية في الجدار البطيني وخاصة بالنسبة للبطين الأيسر.

أما النسيج النوعي فيمتلك الخواص اللاإرادية والناقلية السريعة وينقسم هذا النسيج إلى جملتين مستقلتين،الجملة الاولى في جدار الأذينات تشكل كومة صغيرة وحيدة تسمى العقدة الجيبية. أما في جدار البطينات فيكون شكل الجملة أكثر تعقيداً، يطلق عليها اسم عقدة تاوارا يتبعها فرعا حزمة هيس المنتهيان بشبكة بيركينج.

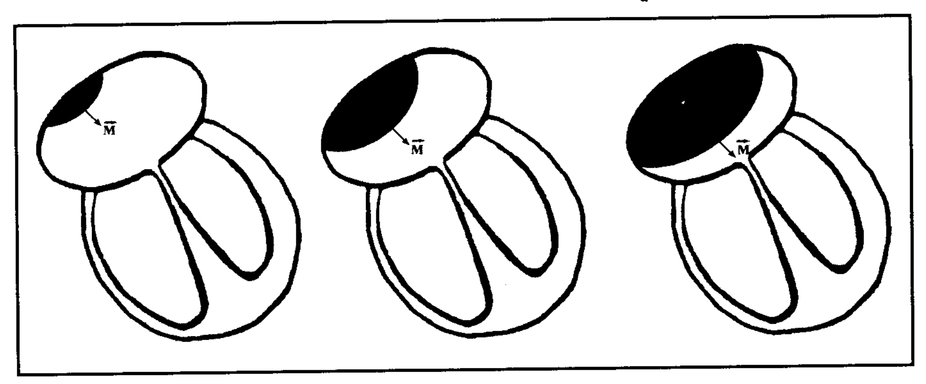


الشكل (2-13) النسيج القلبي الأساسي

اولاً- تحريض الأذينات:

ابتداء من العقدة الجيبية، فإن إزالة الاستقطاب ينتشر في العضلة القلبية الأذينية بسرعة واحدة في جميع الاتجاهات وأن جبهة التحريض توجد بيانياً على الكرات المتمركزة على العقدة الجيبية بحيث إن نصف القطر يزداد مع الزمن (جزء محرض يظهره اللون الأسود على الشكل 2-14) فعند انتشار التحريض تكون متجهة عزم ثنائي الأقطاب $(\vec{M})$ موجهة من الجزء المحرض نحو الجزء الساكن وهو يحافظ تقريباً على نفس المنحى ونفس الاتجاه (من الأعلى إلى الأسفل ومن اليمين إلى اليسار) وشدته كما في حالة الليف الوحيد تزداد مارة بقيمة عظمى ومن ثم

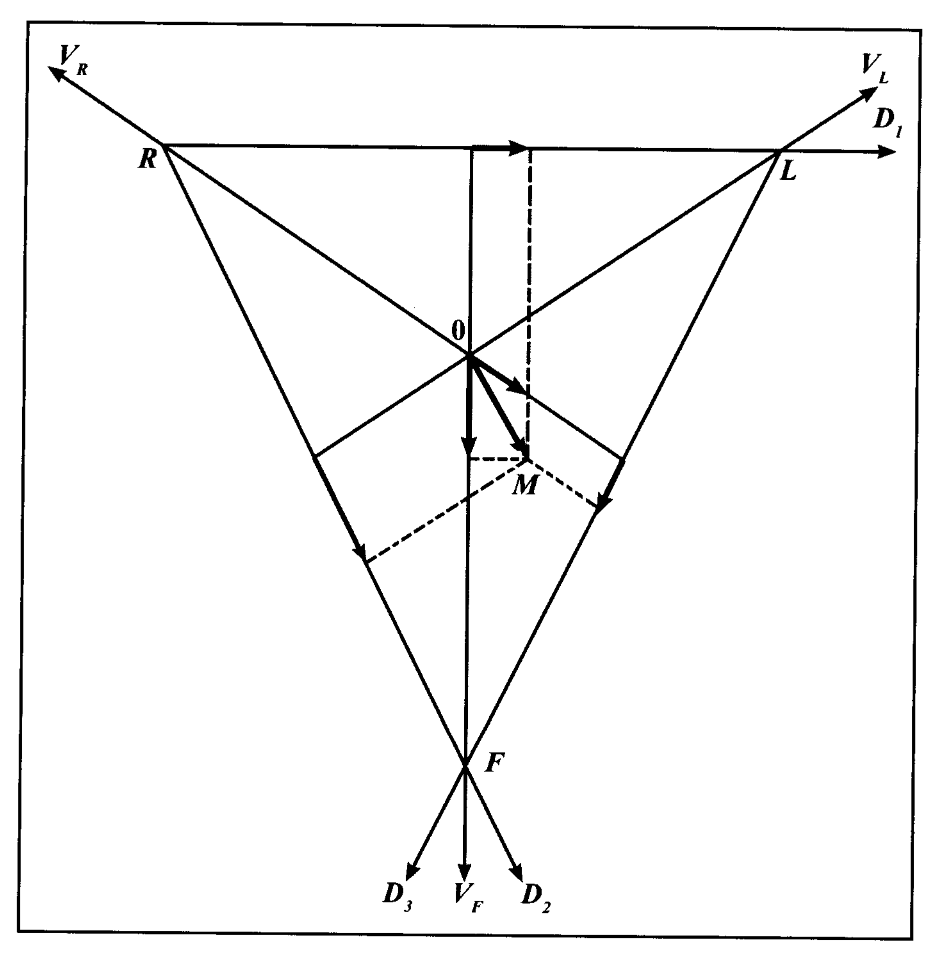
تتعدم عندما تكون الأذينتان مهيجتين، وأن سماكة العضلة القلبية الأذينية ضعيفة وبالتالي فإن شدة $(\vec{M})$ ضعيفة والإصابة الناتجة في مختلف المشتقات بتحريض الأذينات متناسبة مع مسقط $(\vec{M})$ وهي أيضاً ضعيفة، وأن إشارتها ستكون مختلفة وفقاً للمشتقات وهذا يعني الإصابة (P).



الشكل (2-14) تحريض الأذينات القلبية كتابع للزمن

يبين (الشكل 2-15) مساقط $(\vec{M})$ على مختلف المحاور في اللحظة حيث شدته عظمى أثناء تحريض الأذينات (بغية تسهيل القراءة، فإن طول (OM) متزايد بالنسبة لأضلاع المثلث) نستنتج بأن مسقط $(\vec{M})$ ومن ثم إشارة (P) هما موجبتين في $(D_1$ و $D_2)$ و (V_F)،

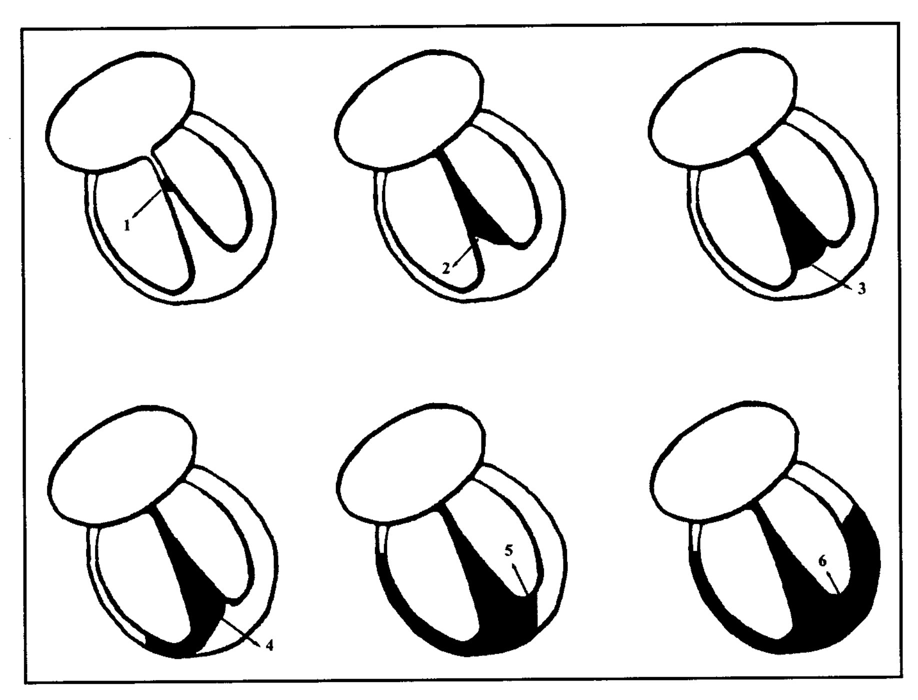
ضعيفتا الايجابية في (D_3)، معدومتين في (V_L)، وسالبتين في (V_R) وحيث (P) توافق إزالة استقطاب الأذينتين.



الشكل (2-15)

ثانياً- إزالة استقطاب البطينات:

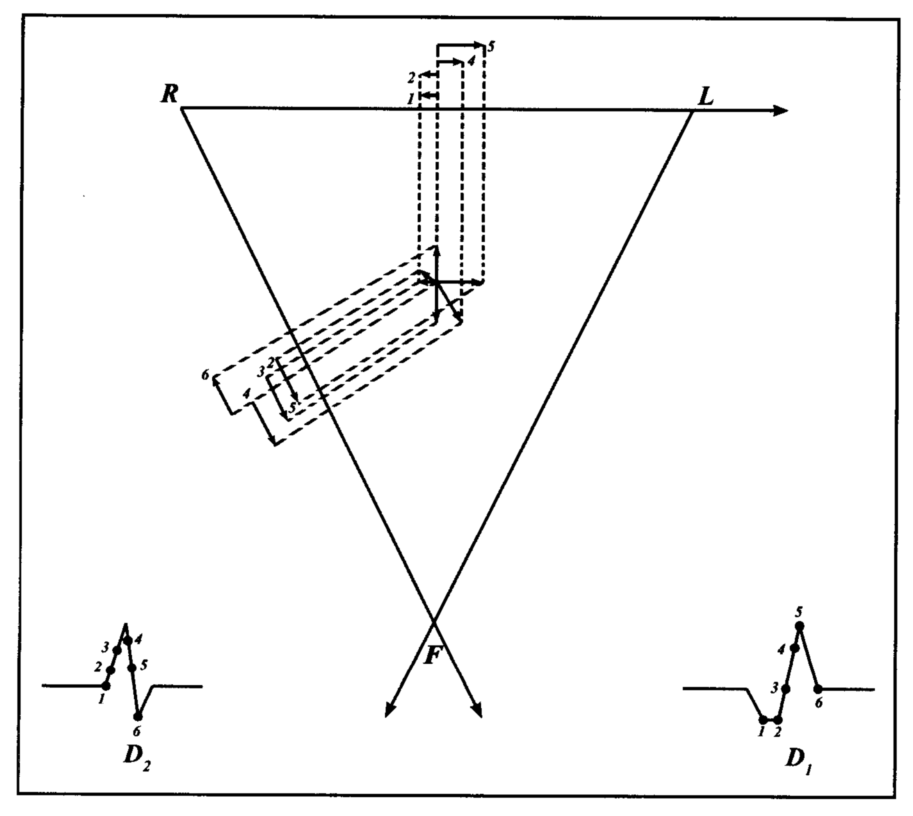
يصل التحريض الذي ينتشر في العضلة الأذينية إلى عقدة تاوارا مشيراً فيها إلى زمن توقف ومن ثم ينتشر بعد ذلك بسرعة في حزمة هيس معرضة العضلة القلبية الأذينية للأشعة ومن باطن القلب نحو خارجه. تأمل (الشكل 16-2).



الشكل (2-16) إزالة استقطاب البطينات على ست مراحل

تبدأ إزالة الاستقطاب البطيني في الجزء الأيسر من الحجاب بين البطينين (1) تمتد بعد ذلك على كل الحجاب (2,3) ومن ثم يزيل جدار البطين الأيمن الاستقطاب متقدماً إلى البطين الأيسر (4,5)، وأنه الجزء الأعلى لجدار البطين الأيسر الذي يتحرض في المكان الأخير (6) وكما أن متجهة عزم ثنائي الأقطاب تتوجه دائماً من جزء إزالة الاستقطاب الجزء المظلل إلى الجزء الساكن فهو أولاً موجه نحو اليمين (1) ومن ثم تدريجياً نحو الأسفل (2,3) وبعد ذلك يتوجه نحو اليسار (4,5) وأخيراً نحو الأعلى (6) وكما هي الحال في الليف فإن شدة $(\vec{M})$ تزداد أولاً (1,2,3) مارة بقيمة عظمى (4) ومن ثم تنخفض (5,6) وأخيراً تنعدم عندما تتهيج كلياً جدران البطينات.

يبين (الشكل 17-2) تشكُل (نظرياً) مساقط (M') على المحاور (RF,RL) .



الشكل (2-17)

في الأزمان المختلفة (1,2,3,4,5,6) وكذلك قيم فروق الجهد الكهربائية في $(D_2 و D_1)$ عند هذه الأزمات المختلفة.

كما أن المركب (QRS) يوافق إزالة استقطاب البطينات.

ثالثاً- ونبين أيضاً بأن الاصابة (T) توافق إعادة استقطاب البطينات وأن إعادة استقطاب الأذينات لايعطي إشارة مرئية على مخطط كهربائية القلب الحالية لكنها مرئية في بعض الحالات الخاصة.

الفصل

الثالث

الظواهر التناضحية

Osmosity Phenomena

3-1 مقدمة:

أ- الظواهر الفعالة والمنفعلة:

تحدث الظواهر المنفعلة في الأغشية الخاملة ، فهي تخضع للمبدأ الثاني في الثرموداينماك ويمكن تفسيرها على أساس:

الميل إلى مساواة الطاقات الكامنة *Potential energies* والجهود *Potentials*، فمثلاً تحرك جزيئات من مكان ذي تركيز مرتفع إلى تركيز أقل (انتقال حسب تدرج التركيز) كهجرة الكاتيونات (شوارد موجبة) نحو القطب السالب أو الأنيونات (شوارد سالبة) نحو القطب الموجب لفرق الجهد الكهربائي (انتقال حسب تدرج الجهد الكهربائي) أما في الأغشية الحية، فإنه بالإضافة للظواهر المنفعلة تحدث ظواهرفعالة يمكن أن تكون على آحد الشكلين:

أ- الشكل المسرع أو المضخم للظاهرة المنفعلة.

ب- في الاتجاه المعاكس للظاهرة المنفعلة.

ومعنى ذلك أن الجزيئات تتحرك بعكس تدرج التركيز وهذا يعني حركتها من مكان ذي تركيز منخفض إلى مكان ذي تركيز مرتفع، كهجرة الإيونات ضد تدرج الجهد الكهربائي (الأنيون نحو القطب السالب، والكاتيون نحو القطب الموجب).

ولكي تحدث الظواهر الفعالة، لا بد أن تكون طاقة التفاعلات البيوكيميائة متجهة لداخل الغشاء، مع ضرورة الانتباه هنا إلى أن الظواهر الفعالة هي من خصائص الأغشية الحية.

ب- الأغشية الحية:

تكون سماكة الغشاء بشكل عام ضعيفة، وهو يفصل مابين وسطين (سوائل أو

غازات) مكوناتهما مختلفه، وإنَّ الخواص (المنفعلة) للغشاء تعود إلى كونه لا يسلك سلوكاً متماثلاً مع الايونات المختلفة أو الجزيئات، ويتميز هذا السلوك بمعاملات مماثلة لما تم تحديده عند هجرة الجسيمات من حيث:

1- حركية الجسمات داخل الغشاء.

2- معامل انتشار الجسيمات داخل الغشاء .

3- نفوذية الغشاء للجسيم.

وهناك عدة نماذج للأغشية:

- الغشاء النصف نفوذ الذي لا يسمح بالاجتياز إلا للمذيب لذا فإنه يملك نفوذية معدومة للجسيمات الأخرى.
- غشاء الفصل الذي يسمح بمرور المذيب والجزيئات الصغيرة والايونات الصغيرة للمذاب، لكنه يوقف الجسيمات الكبيرة (جزيئات كبيرة أو ايونات كبيرة) وبالتالي فإن دوره مماثل لدورالمرشح بأبعاد جزيئية.
- الغشاء الانتقائي الذي لا يسمح بالمرور إلا لنمط ايوني أو جزيئي محدد.

وبصورة عامة تسمح الأغشية بمرور عدة أنماط من الجزيئات أو الايونات لكن بحركيات مختلفة.

3-2 ظواهر أولية:

3-2-1 التناضح (التنافذ)

لنعتبر جزئين(1 و 2) سطحاهما الافقيان كبيران (كي لا تتسبب تغيرات الحجم بتغيرات معتبرة في ارتفاع السائل ومن ثم الضغط) مفصولين بغشاء نصف

نفـوذ، نضع في الأول مـحلول اسـمـولاريتـه (C_1) وفي الثـاني الماء النقـي، فنرى بأن حجم المحلول يزداد، بينما حجم المذيب (الماء) يتناقص، ولا يمكن أن يحصل التوازن أبداً وتتوقف الظاهرة عندما يختفي الماء كلياً من الجزء الثاني(2).

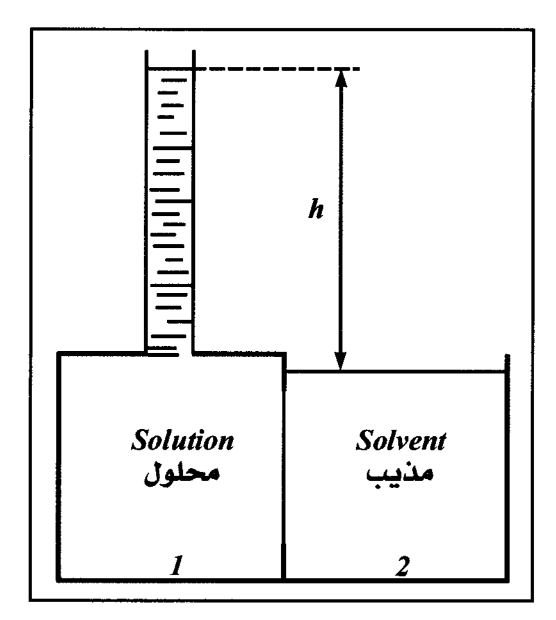
والآن فإذا أخذنا نفس الترتيب ووضعنا في الجزء (2) محلول اسمولاريته (C_2) أقل من (C_1) فنرى بأن الحجم في الجزء (1) يزداد، بينما يتناقص الحجم في الجزء(2) ويتم التوازن عندما تكون $(C_1 = C_2)$.

في الحالتين يحصل انتقال للماء مجتازاً الغشاء من الوسط ذو (الاسمولاريته الضعيفة) نحو الوسط ذو (الاسمولاريته القوية) بحيث يتم تساوي الاسمولاريته. إن ماحصل في التجربة الثانية مستحيل في التجربة الأولى، عبارة عن أن تناضحية (الاسمولاريته) المذيب النقي هي دائماً معدومة مهما كان حجمه.

يسمى انتقال المذيب فقط بالتناضح (تنافذ)، وهو يعود إلى فرق الجهد الكيميائي للمذيب على طرفي الغشاء، حيث يكون الجهد الكيميائي للمذيب عظيماً عندما يكون المذيب نقياً ويتناقص كلما ازدادت تناضحية (اسمولاريته) المحلول، ولهذا يمكننا القول بأن التناضح مماثل لانتشار المذيب.

3-2-2 الضغط التناضحي *Osmotic Pressure*

إذا أعدنا إجراء التجربة الأولى بحيث يكون سطح الجزء الأول ضعيفاً ومغلقاً بانبوب شفاف عمودي نصف قطره صغير، بحيث إنه عندما يبدأ المذيب بالدخول إلى المحلول، بالتناضح يرتفع المحلول في الانبوب وبالتالي يرتفع ضغطه الخاص، وعندما يصل المحلول إلى الارتفاع (h) (انظر الشكل 1-3)



الشكل (3-1) ويبين دور الضغط التناضحي

يتوقف عن التحرك ويحصل التوازن، ويستمر هذا التوازن طالما أن (P_1) ضغط المحلول أكبر من (P_2) ضغط المذيب:

$$P_1 - P_2 = h\rho g = P \qquad (3\text{-}1)$$

3-2-3 تعريف *Definition*:

عندما يتحقق التوازن ، يكون تدفق الماء (المذيب) معدوماً، والضغط $(P = P_1 - P_2)$ يتسبب بإحداث تدفق من الجزء (1) نحو الجزء (2) وهذا يدل على وجود ضغط يوازن (P) وله نفس القيمة.

يسمى هذا الضغط الذي يقوم بسحب الماء نحو المحلول بالضغط التناضحي $(\tilde{w})$ للمحلول والأجهزة التي تسمح بهذا القياس هي مقاييس التناضح الغشائية .

ومن المهم الملاحظة بأن الضغط التناضحي لمحلول لا يظهر إلا عندما يكون المحلول مفصولاً عن المذيب بغشاء نصف نفوذ *Semiosmosis*.

ملاحظة *Note*:

في حالة المحاليل البيولوجية، يسمى مجموع التراكيز المولية لمختلف المواد المذابة باسمولاريته *Osmolarity* المحلول ويعبر عنها بوحدات:

$$(mmo\ l/l)$$

3-2-4 قانون فان توف :

تبين التجربة أنه من أجل محاليل مخففة تحتوي على جسيمات صغيرة أن الضغط التناضحي:

$$\tilde{w} = RTC \qquad (3-2)$$

حيث :

$\tilde{w}$: الضغط التناضحي للمحلول.

R : ثابت الغازات المثالية.

T : درجة الحرارة المطلقة.

C : اسمولالتيه لجسيمات غير منتشرة من المحلول.

3-3 الضغوط التناضحية للمحلول *Suspension Osmotic Pressure*

ينتج من المفاهيم السابقة بأن الضغط التناضحي لمحلول يتعلق بتركيز الجسيمات غير القابلة للإنتشار واجتياز الغشاء .

فإذا أطلقنا اسم مذيب على كل ما يجتاز الغشاء ، سنرى أنه وفق خواص هذا المذيب نستطيع تمييز عدة ضغوط تناضحية، وعملياً يوجد ثلاثة ضغوط للسوائل البيولوجية .

3-3-1 الضغط التناضحي لسائل بيولوجي

:*Biological Suspersion Osmotic Pressure*

هو الضغط التناضحي الموجود بين السائل والماء المفصولين بغشاء نفوذ للماء وغير نفوذ للمذاب.

إن هذا الضغط التناضحي الذي يملك قيمة مرتفعة [(7.6 ضغط جوي أو *770KPa*) من أجل بلازما الدم العادي عند درجة الحرارة $(37C^{\circ})$] لا يمكن قياسه مباشرة لأنه لا يوجد قطعياً غشاء نصف نفوذ للماء، وأن تحديده غيرالمباشر يتم بصورة عامة بقياس انخفاض نقطة تجمد السائل وقيمته غالباً ما يعبَّر عنها بالتناضحية *Osmolarity* لأن الضغط التناضحي وانخفاض نقطة التجمد متناسبين مع تناضحية السائل.

ويجب أحياناً الملاحظة بأن الضغط التناضحي متناسب مع درجة الحرارة المطلقة ، بينما التناضحية (الاسمولاليتيه) مستقلة عنها . فعند الكائنات الحية ، لا يظهر أبداً الضغط التناضحي بصورة مطلقة (لا يوجد ماء نقي داخل الكائن الحي) ولا حتى نسبياً (لا يوجد غشاء بيولوجي لا يكون قطعياً نصف نفوذ للماء).

3-3-2 الضغط التناضحي الفعال *The Active Osmotic Pressure*:

مقارنةً مع المكونات العادية لبلازما الدم، تكون الأغشية الخلوية نفوذة جداً للماء والبول *Urina* ، نفوذة للسكر، غير نفوذة للجسيمات الكبيرة. إذ أنها تسلك

سلوكاً كما لو كانت غير نفوذة للأيونات الصغيرة، لهذا فالضغط التناضحي الفعال للبلازما هو إذاً الضغط التناضحي العائد لمكوناتها .

إنَّ الكائنات الحية، وبصورة مطلقة لا يظهر فيها الضغط التناضحي الفعال أبداً لأنه لايوجد مقاطع في الكائن الحي تحتوي فقط الماء، السكر، البول. ولكن على العكس فإن اختلافاتها على طرفي الأغشية الخلوية هي المسؤولة عن تحرك الماء واجتياز هذه الأغشية.

3-3-3 الضغط شبه التناضحي ***The Semiosmotic Pressure*** :

هو عبارة عن الضغط التناضحي العائد إلى الجسيمات الكبيرة للسائل البيولوجي وقياسه سهل، يتم باستخدام مقياس التناضح الغشائي *Osmoscope*، وقيمته بالطبع صغيرة جداً بالمقارنة مع الضغط التناضحي (*28mmHg*) وهذا يعني (*7.3KPa*) ومن أجل بلازما دم عادي عند ($37C^{\circ}$) . وهو يلعب دوراً أساسياً في التبادلات السائلية ضمن الكائن الحي. ويحدث عند وجود سائلين يحتويان على جسيمات كبيرة مختلفة و يكونان مفصولين بغشاء فصل (نفوذ للماء والجسيمات الصغيرة ، وغير نفوذ للجسيمات الكبيرة والايونات الكبيرة)، مثلاً في التبادلات بين الأوعية الشعرية والوسط البيني، في الترشيح الكبيبي (كتلة من العروق الدموية أو العصبية) ... الخ

ملاحظة *Note* :

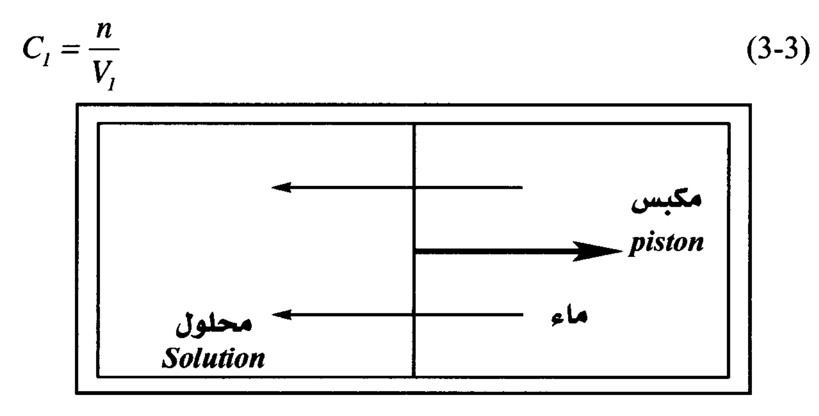
في الطب، يسمى مجموع التراكيز المولية لمختلف المواد المذابة في المحلول باسمولاليتيه المحلول *osmolality* ويعبر عنها بوحدات (*mmol/kg*) .

3-4 شغل التخفيف (التناضح) *osmosis work* وشغل التركيز (منع التناضح) *antiosmosis work*:

لنعتبر اسطوانة مغلقة من الطرفين، مقسومة إلى جزئين بمكبس نصف نفوذ، انظر (الشكل 3-2) .

نضع في أحد الجزئين محلولاً حجمه الابتدائي (V_1) يحتوي على (n) مول مذاب و بالتالي فإن الاسمولاريته تعطى بالعلاقة التالية:

$$C_1 = \frac{n}{V_1} \qquad (3\text{-}3)$$



الشكل (3-2) مكبس نصف نفوذ

نستنتج وبشكل تلقائي بأن المكبس يتحرك نحو الماء، وبفعل التناضح، يمر الماء نحو المحلول الذي يزداد حجمه، بينما يتناقص حجم الماء.

وبما أن تحرك المكبس ناتج عن خضوعه لقوة، أي استهلاك للشغل إذاً، فهناك تغير للطاقة.

3-4-1 التفسير الكمي *Qualitative Intrepretation*:

رأينا أنه تحت تأثير الضغط (P) الذي يسببه المكبس يتغير حجم المائع بمقدار (dV) وتتغير طاقته بمقدار (dE)، والتي تعطى بالعلاقة الرياضية التالية:

$$dE = -dW = -PdV \qquad (3\text{-}4)$$

وبما أن الضغط المؤثر في هذه الحالة هو الضغط التناظمي $(\tilde{w} = P)$ لذا :

$$dE = -\tilde{w}dV \qquad (3\text{-}5)$$

وكذلك :

$$\tilde{w} = CRT = \frac{nRT}{V} \qquad (3\text{-}6)$$

ومنه نجد أنَّ :

$$dE = \frac{-nRTdV}{V} \qquad (3\text{-}7)$$

فعندما يكون هذا التحول عند نفس درجة الحرارة *adiabatic* وعكوس *reversable* فإن المكبس يتوقف عن التحرك عندما يصبح حجم المحلول (V_2) وتناضحيته $(C_2 = \frac{n}{V_2})$. وهكذا نجد أنَّ مقدار التغير في الطاقة يساوي إلى:

$$\Delta E = \int_{V_1}^{V_2} -nRT\frac{dV}{V} = nRT\,log\frac{V_1}{V_2} = nRT\,log\frac{C_2}{C_1} \qquad (3\text{-}8)$$

والآن عندما يمر عدد (n) مول من التناضحية (C_1) الى التناضحيه (C_2) نميز الآتي:

1- إذا كانت $(C_2 \langle C_1)$ (تخفيف) *dilution* تكون (ΔE) سالبة والمحلول يفقد مقداراً من الطاقة وتحدث الظاهرة تلقائياً والتخفيف يكون منفعلاً.

2- إذا كانت $(C_2 \rangle C_1)$ (تركيز) *concentration* تكون (ΔE) موجبة والمحلول يتلقى مقدار من الطاقة وهذا لايمكن أن يحدث تلقائياً، وهذه الظاهرة تكون ظاهرة فعالة.

3-4-2 عمل الكلية *Kidney Function*:

وبهدف توضيح مقدار التغير في الطاقة أثناء عمل الكلية، ابتداء من بلازما تناضحية (اسمولارتيه) *(300 mmol/l)* تنتج الكلية البول *urina* باسمولاريته *(600 mmol/l)* أي أنه عندما تنتج الكلية لتراً واحداً من البول فإن *(600 mmol/l)* تكون قد انتقلت من التناضحية (الاسمولارتيه) $(C_1 = 300mmol/l)$ إلى الاسمولاريته $(C_2 = 600mmol/l)$ وباستخدام العلاقة الرياضية (3-8) نجد أن :

$$\Delta E = (0.6)\cdot(8.31)\cdot(273+37)\log\frac{600}{300} = 1066\,Joules$$

حيث $R=8.31$ ونلاحظ بأن (ΔE) موجبة لأن البول أكثر تركيزاً من البلازما . والكلية تقدم الطاقة للبول، وهذه الظاهرة هي ظاهرة فعالة.

3-5 التدفق السائلي *The Fluid Fluxion*:

3-5-1 تدفق المذيب *The Solvant Fluxion*

لنعتبر محلولاً معيناً نشير إليه بالرقم (1) ضغطه التناضحي $(\tilde{w}_1)$ ويخضع لضغط (P_1) مفصولاً عن المذيب النقي الذي ضغطه (P_2) بغشاء نصف نفوذ .

فعندما لا يكون التوازن بينهما محققاً، نجد أن المذيب يجتاز الغشاء بتدفق *Flux* $(\varnothing)$.

حيث إن:

$$\varnothing_{1\to 2} = KS(P_1 - P_2 - \tilde{w}_1) \qquad (3\text{-}9)$$

حيث :

K : معامل يتعلق بطبيعة وسماكة الغشاء .

S : مساحة سطح الغشاء .

أما عندما يحتوي الجزء (2) على محلول ضغطه التناضحي $(\tilde{w}_2)$ فإننا نجد :

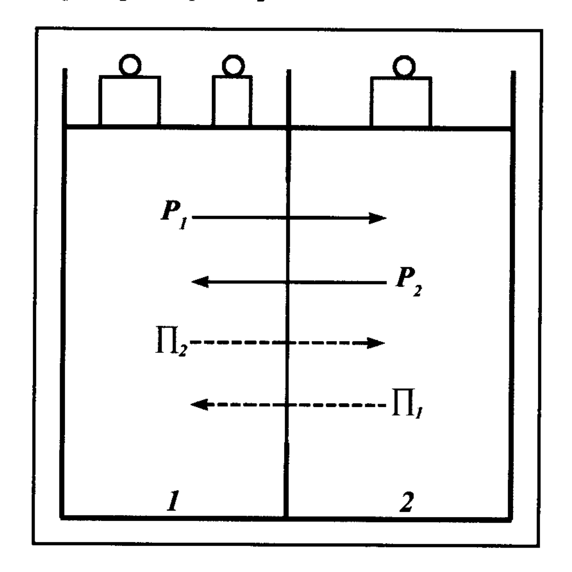
$$\varnothing_{1\to 2} = KS(P_1 - P_2 - \tilde{w}_1 + \tilde{w}_2) \qquad (3\text{-}10)$$

3-5-2 تدفق المذيب و الجسيمات الصغيرة:

Solvant and minor molecules Fluxion

عندما يفصل الغشاء الفاصل محلولين مختلفين (1 و2) انظر (الشكل 3-3) ضغوطهما شبه التناضحية هي على الترتيب (Π_1 و Π_2) وتخضع لضغوط (P_1 وP_2) فإن تدفق الماء والجسيمات الصغيرة القابلة للانتشار واجتياز الغشاء يعطى بالعلاقة الرياضية التالية:

$$\varnothing_{1\to 2} = KS(P_1 - P_2 - \Pi_1 - \Pi_2) \qquad (3\text{-}11)$$



الشكل (3-3) تدفق الجسيمات الصغيرة القابلة للإنتشار

ولهذا التدفق أهمية كبيرة في الفيزيولوجيا، فمن خلاله يخرج الماء والجسيمات الصغيرة المغذية من الوعاء الشعري الشرياني *arterial capillary vessel*. لتذهب نحو الخلايا وكذلك فمن خلاله يعود الماء والفضلات الخلوية إلى الوعاء الشعري الوريدي *venous capillary vessel*.

فعندما يكون المحلول (1) الحاوي على جزيئات صغيرة وايوانات قابلة للانتشار وجزيئات كبيرة على تماس بغشاء فصل (بدون محلول في الجهة الأخرى)، فالتدفق الذي يجتاز الغشاء هو:

$$\varnothing_{1\rightarrow 2} = KS(P_1 - \Pi_1) \tag{3-12}$$

وحتى يكون لهذا التدفق وجود يجب أن يكون المقدار $(P_1 - \Pi_1)$ والمسمى بضغط الترشيح موجباً.

أما عندما يحتوي المحلول على جزيئات صغيرة وإيونات قابلة للانتشار وجزيئات كبيرة مفصولة عن الماء بغشاء فصل، فإن الجزيئات الصغيرة والايونات الصغيرة تنتشر نحو الماء بحيث يحصل التوازن *equilibrium*.

تمارين محلولة

(3-1) تحت فروق ضغوط جزئية متساوية، هل يكون لتدفق الاكسجين وثاني اكسيد الكربون عملياً نفس القيمة المطلقة عند اجتياز غشاء حويصل شعري ولماذا؟

الحل:

كلا ، لأن تدفق (CO_2) أكبر من تدفق (O_2) ، حيث إنه في غشاء حويصل شعري يكون $(O_2$ و $CO_2)$ في الحالة المنحلة وأن معامل انحلالية (O_2) أكبر بكثير من معامل انحلالية (O_2) .

(3-2) ايونات بإشارة مختلفة وحركية مختلفة، هل يهاجران بنفس السرعة؟

الحل:

نعم، لأنهما يخضعان معاً إلى تدرج التركيز وتدرج الكمون الكهربائي، وأن تدرج الجهد الكهربائي الملائم يرفع من سرعة الحركية الضعيفة للايون ويخفض حركية الايون المرتفعة.

(3-3) تعطي الكلية (A) لتراً واحداً من البول في اليوم اسمولاريته $(500\ mmo\ l/l)$، وأنه خلال نفس الفترة الزمنية تعطي الكلية (B) ثلاثة لترات باسمولاريته $(320\ mmo\ l/l)$. فإذا كان لاسمولاريته البلازما نفس القيمة لكل من $(A$ و $B)$ وتساوي $(290\ mmo\ l/l)$.

أ-ما هي الكلية (A أو B) التي تزيل كمية أكبر من الجسيمات المنحلة؟

ب- ما هي الكلية (A أو B) التي تستهلك طاقة أكبر؟

علماً بأن :

$$R = 8.31 \quad joul/mole \cdot degre$$

الحـــــل:

أ- تزيل الكلية (A) : $500\ mmol$ في اليوم

- تزيل الكلية (B) : $320 \times 3 = 960 mmol$ في اليوم

نرى بأن الكلية (B) تزيل كمية أكبر من الجسيمات المنحلة.

ب- تعطي الكلية (A) في اليوم الواحد إلى البول طاقة قدرها :

$$\Delta E_A = 0.5R(273 + 37)\log\frac{500}{290} = 702 Joules$$

تعطي الكلية B في اليوم الواحد إلى البول طاقة قدرها :

$$\Delta E_B = 0.32 \cdot 3R(273 + 37)\log\frac{320}{290} = 243 Joules$$

هكذا نرى بأن الكلية (A) تعطي طاقة أكبر للبول إذاً فهي تستهلك طاقة أكبر.

الفصل

الخامس

طرق استقصاء الطب الإشعاعي

Radiology Inspection Methodes

يعتبر التصوير بالمسح الاشعاعي نقلة نوعية هامة في عالم التشخيص الطبي، ونظراً لأهمية هذه التقنية فلقد أعطيت جائزة نوبل *Noble Prize* لمكتشف التصوير بالمسح *radioscopy* الذي حسَّن التصوير الاشعاعي.

وسنبين في هذا الفصل وبشكل مختصر الخواص الأساسية لكل طريقة من طرق استقصاء الطب الاشعاعي المألوفة وذلك لإظهار ما تحمله هذه الطريقة المتطورة من جديد.

5-1 التصوير الاشعاعي التقليدي *Radiography*:

يتم طباعة الفلم بعد اجتياز منطقة الاستقصاء (صدر، عضو ...) وتحميضة لنحصل على مناطق داكنة *radiopaque* وأخرى فاتحة *radioparency* تسمح بمعرفة ما هو غير طبيعي مثل (بقعة رئوية، كسر عظمي ... الخ) فبعد التحميض تعكس التباينات بحيث تنسب المناطق السوداء للمضيئة أو الشفافة، بينما تنسب المناطق البيضاء للمعتمة. وأنه ما بين هذين الحدين، توجد جميع الحالات الوسطية الأخرى المتعارف عليها من قبل أطباء الأشعة، وهذا يؤدي إلى أن الصورة الاشعاعية المأخوذة بدون دقة تكون مشوشة *vague* ويتعذر الاستفادة منها، ويصار إلى إعادة التصوير مرة أخرى.

تتعلق مجموعة الخواص بالكتلة الذرية *atomic mass* للعناصر المكونة لمختلف مركبات العضو المراد استكشافه عن طريق التصوير، لهذا نرى أنه كلما كان الجسم كثيفاً وسميكاً *thick and dense*، كلما امتص الأشعة بشكل أفضل، مثلاً: العظام *bones* تمتص الأشعة *radiation absorper* أكثر من مادة العضلات *muscles*، وبشكل عام توجد أربع كثافات في الطب الاشعاعي :

- الكثافة الغازية (الهواء الحويصلي في الرئتين) *Gaseous density* .
- الكثافة الشحمية (النسج الشحمية *fatty tissue*) *Lipid density*.

- الكثافة السائلية (دم، العضلات الرئيسية) *Fluid density*.
- الكثافة الكلسية (هيكل عظمي، أو شذوذات بترسبات كلسية) *Calcite density*.

لا يكون التصوير الاشعاعي هاماً إلا عندما نستطيع رؤية تباينات واضحة، ويتم هذا عند وجود جسمين لهما كثافة ضوئية مختلفة يلامسان بعضهما البعض بالاضافة إلى تحقيق بعض الشروط:

1- أن تكون حزمة الأشعة السينية مماسية على السطح الفاصل ما بين جسمين (لهذا يجب أخذ الصور للمريض في وضعيات مختلفة).

2- أحياناً يتم استخدام مظلِّلات لاحداث تباينات ويسخدم غالباً:

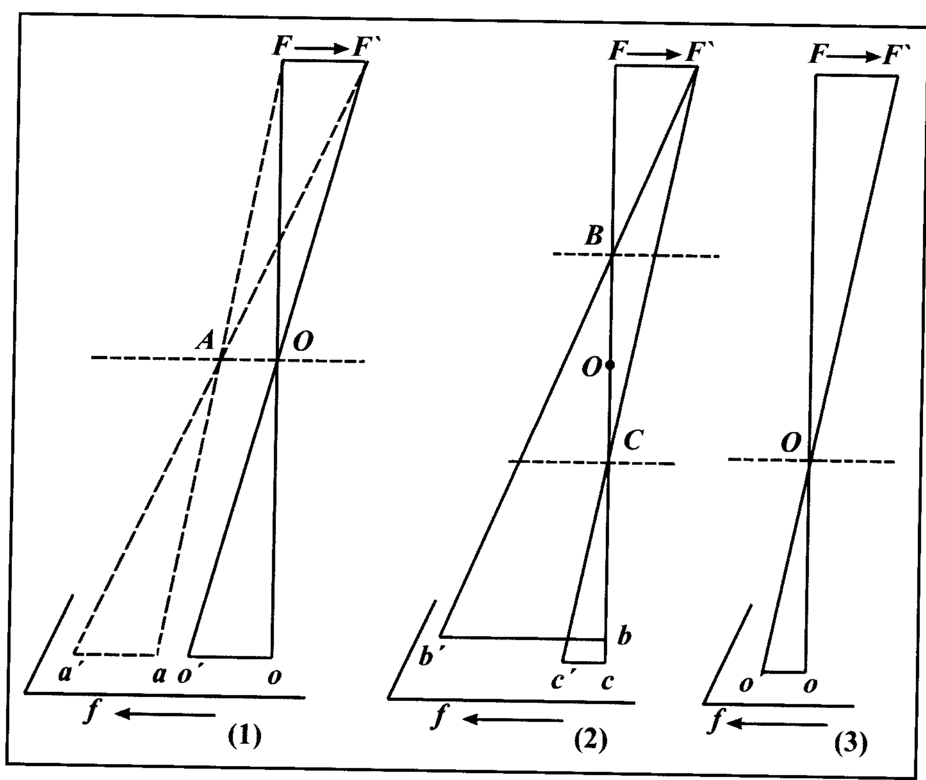
- سائل أكسيد الباريوم *barium oxide* لتصوير الأنبوب الهضمي.
- مستحضرات يودية *iodine compounds* (ليبودول) لتصوير الأقنية الصغيرة مثل أقنية الغدد اللعابية.
- مستحضرات يودية ، يتم التخلص منها بسهولة بوساطة الكلية، للتصوير النوعي: كلية (تصوير الجهاز البولي)، الأقنية الصفراوية (تصوير المرارة)، الأوعية الدموية (تصوير الأوعية) ،.. الخ.
- أن يكون التباين معكوساً، هي حالة نادرة جداً، نستشهد بتصوير الدماغ الغازي مثالاً عليها.

إن اختيار عامل التظليل *radiochroism factor* هو غالباً محرج، لهذا يستخدم سائل أكسيد الباريوم لأن للباريوم (*Ba*) كتلة ذرية مرتفعة، لكن لا نستطيع استخدام سائل ملح الرصاص *Lead salt* الذي كتلته الذرية أكثر ارتفاعاً، بسبب

سمِّيته *poisonous*، كما يجب ألا يكون المركب مخرشاً ولا متلفاً، لهذا يستخدم في الليبودول الزيت الناقل.

5-2 التصوير المقطعي *Radiography in series*:

التصوير المقطعي هو عبارة عن تصوير إشعاعي تحليلي، حيث لا يتم دراسة العضو بكامله كما هو معتاد في التصوير الإشعاعي، بل وفق شرائح وهذا يعني وفق مقاطع متتالية متفاوتة السماكة بحسب الدقة التي نرغب الحصول عليها.



الشكل (5-1) يبين الانتقالات المتزامنة والمتوازية والمتعاكسة الاتجاه للتصوير المقطعي

إن مبدأ هذه الطريقة التي سنذكرها باختصار جاء بها العالم *Boccage* عام 1921م. حيث يتم الحصول على الصور وفق مقاطع مطبوعة على الأنبوب والفلم المتصفين بانتقالات متزامنة ومتوازية ومتعاكسة الاتجاه وبنسبة ثابتة انظر (الشكل 1-5).

1-2-5 مبدأ التصوير المقطعي:

لتكن (F) محرق الأنبوب *tube focal point*، (O) محور الدوران *rotation axis*، (f) الفلم *film*، ولنفرض بأن (O) تقع في منتصف المسافة بين المحرق والفلم.

إن من شروط التصوير الاشعاعي المقطعي هو أنَّ: كل من الأنبوب والجسم والفلم تشكل ثلاثية للعناصر الثابتة، كما أنه من ضمن هذه الشروط يجب أن تكون صورة التصوير الإشعاعي لنقطة معتمة واقعة في المحرق (O)، ستكون نقطة (o) واقعة في تقاطع مستوي الفلم والمستقيم (F_o).

إذا طبعنا في الأنبوب انتقالاً بمقدار $(10\ cm)$ حيث إن (F) توجد في (F')، فإن (F_o) تمسح الفلم وفق مستقيم (oo').

ولهذا فإن صورة النقطة (o) ستكون منحرفة ونحصل على المستقيم (oo') كما أن نسبة تشابه الوضع تساوي (1)، وسيكون طول هذا المستقيم $(10\ cm)$ ويساوي إلى انتقال الأنبوب، لكن إذا تزامن وتوازى مع انتقال الأنبوب فإن الفلم يتحرك وفق اتجاه معاكس بمقدار $(10\ cm)$، فهو ينسحب بطريقة ما أمام تشكيل المستقيم.

إن ظل النقطة (o) سيقذف دائماً في نفس مكان الفلم وصورتها تبقى نقطة،

وسيكون نفس الحال بالنسبة لأي نقطة مثلاً *(A)* واقعة في مستوي محور الدوران، وبمعنى آخر، فإن حركة الفلم عادلت حركة الأنبوب من أجل جميع النقاط الواقعة في المستوي *(O)*.

لنأخذ الآن الحالة (2) (الشكل 1-5) نرى أن جسماً *(B)* واقعاً على بعد أقل بمرتين من الأنبوب منه إلى الفلم وأن جسماً *(C)* واقعاً على بعد أقل بمرتين من الفلم منه إلى الأنبوب.

فمن أجل *(B)* تكون نسبة تشابه الوضع هي (2) وأن انتقالاً بمقدار *(10 cm)* للانبوب سيعطي للجسم *(B)* مستقيماً *(bb')* يملك طولاً قدره *(20 cm)*.

وأن الانتقال بمقدار *(10 cm)* في الاتجاه المعاكس للفلم سيكون غير كاف لإعادة صورة *(B)* إلى حالة النقطة.

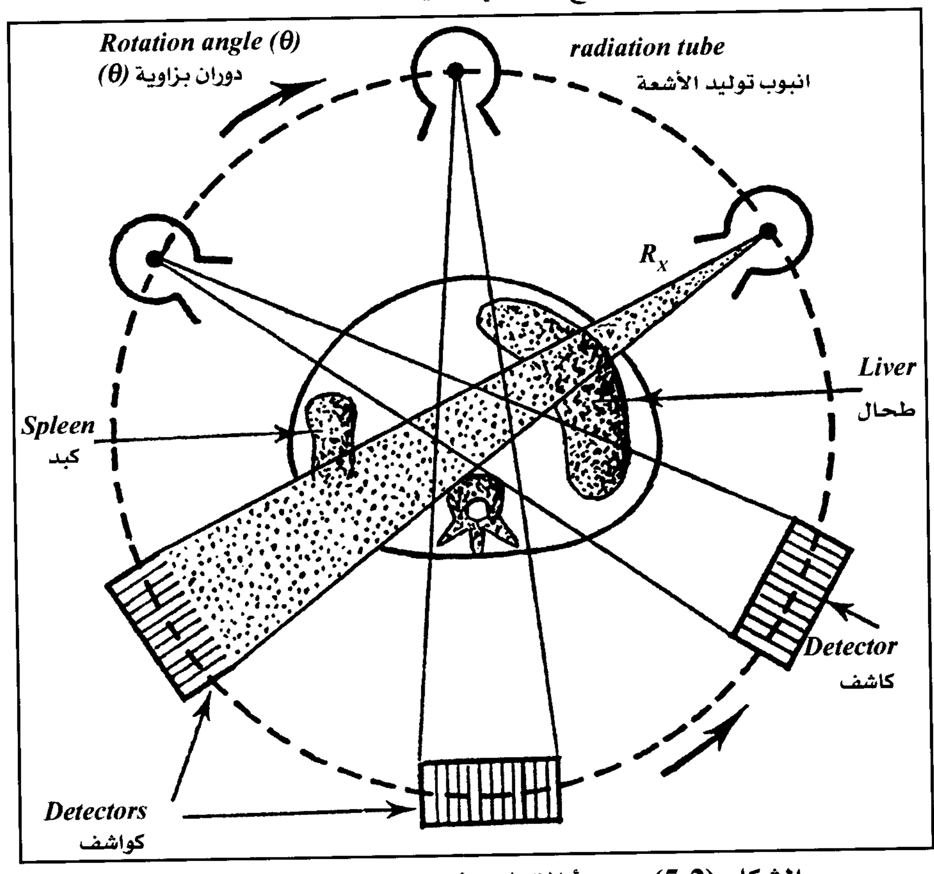
أما من أجل *(C)* فإن نسبة تشابه الوضع هي *(1/2)* وأن المستقيم *(cc')* لا يملك طولاً إلا بمقدار *(5 cm)* وأن انتقال الفلم سيكون هاماً جداً.

نرى إذاً بأن الأجسام الوحيدة التي ستكون في نقطة على الفلم هي الأجسام الواقعة في المستوي حيث تكون نسبة تشابه الوضع مساوية للواحد.

أما الأجسام الأخرى فستعطي صوراً غير واضحة، وبهدف الحصول على صورة نقطية الشكل لكل نقطة من نقاط الجسم *(C)*، لاحظ الجزء (3) (الشكل 1-5) يكفي تحريك محور الدوران بحيث إن انتقالاً بمقدار *(10 cm)* للانبوب يوافق انتقالاً بمقدار *(5 cm)* للفلم.

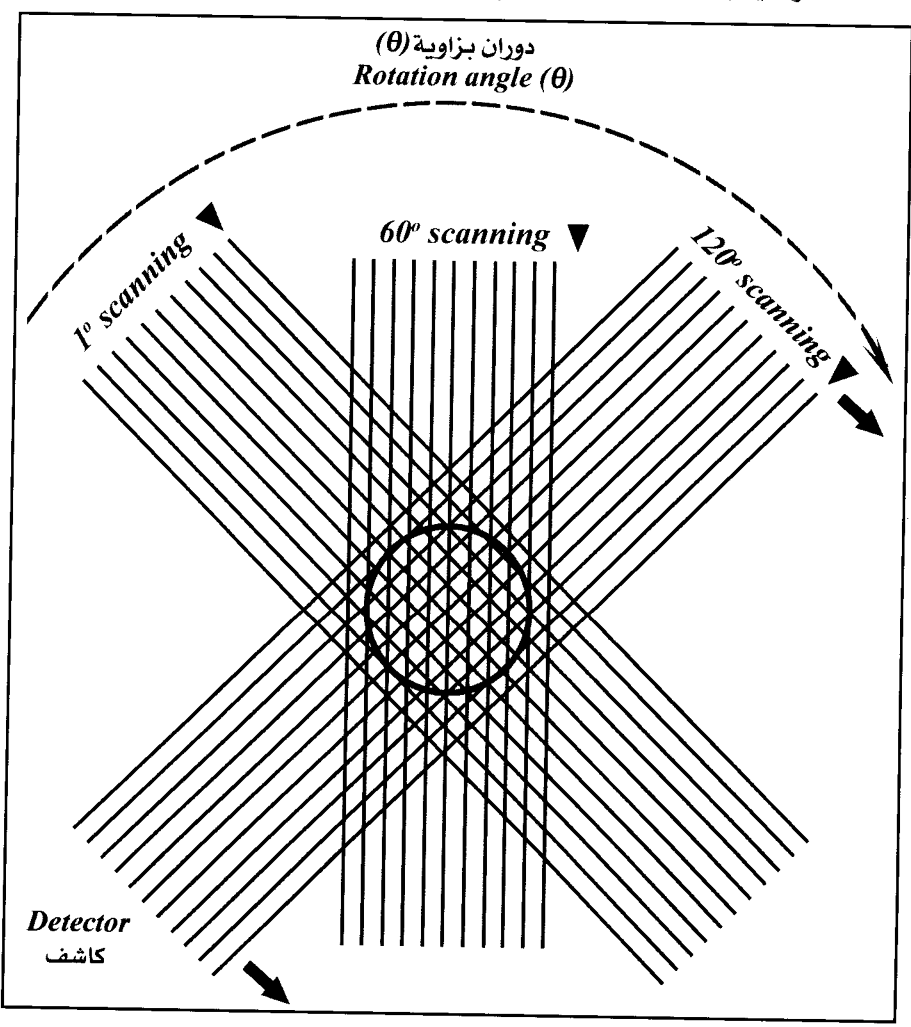
5-3 التصوير بالمسح *Radioscopy*:

لقد عُرضت هذه التقنية لأول مرة في العام 1972م من قبل العالم *Hounsfield et Ambrose*، وهي تسمح بمعرفة معامل التخفيف، وهذا يعني الامتصاص، بمختلف أوساط الكائن الحي. وأنه عند استقصاء عضو بتقنية التصوير الإشعاعي التقليدي، فإن كل منطقة تمتص أكثر أو أقل وذلك وفق كثافتها، بنيتها... إلخ. ولكن ليس من الممكن فصل بنيتين لهما معاملات إمتصاص مختلفة قليلاً، بينما يوفر التصوير بالمسح هذه الإمكانية.



الشكل (5-2) مبدأ القياس في مقياس الكثافة المقطعي

يتم في هذه الطريقة استقبال حزمة الأشعة السينية في الجزء المخفف بعدد من الكواشف المحتواة ضمن مقياس الكثافة المقطعي. كما أنه يتم استقصاء جميع المناطق لمقطع إعتراضي وذلك عندما يتحرك انبوب الباعث *cathode* والكاشف *detector* عرضياً بشكل متزامن انظر (الشكل 5-2).



الشكل (5-3) ويبين مسح المنطقة المراد اسقصاؤها والكشف عنها

إن المسح الذي يم الحصول عليه يحتوي على عدد كبير جداً من الخطوط التي نجري عليها قياسات الشدة انظر (الشكل 3-5) بواسطة مقياس الكثافة الكهرضوئي *photoelectronic density scale*، كما أنه في نهاية هذا الكشف يخضع انبوب الباعث والكاشف للدوران بزاوية قدرها (1°) تقريباً ويعاد المسح من جديد.

إن هذه العملية سريعة جداً لأنها تستغرق تقريباً أربع دقائق لإتمام دوران بمقدار زاوية كاملة (360°)، أي تغطية الجسد المراد تصويرة تغطية كاملة.

إن العدد الكبير لقياسات الشدة التي يتم الحصول عليها لايمكن اسقصاءها إلا بالحواسب *computerized intensity measurements*، وبفضل هذه التقنية، يمكن تحليل الأعضاء التي تكون فيها التباينات غير مرئية بالتصوير الإشعاعي التقليدي. فمثلا:

نرى أنه في تصوير الدماغ، يكون ممكناً تمييز مادة بيضاء ومادة رمادية لنفس التلافيف المخيخية و الأجواف البطينية.

تعتبر هذه التقنية ضرورية في عدد كبير من الاستخدامات الطبية، وقد شاع استخدامها في غالبية المستشفيات حول العالم.

الفصل
السادس

أشعة الليزر

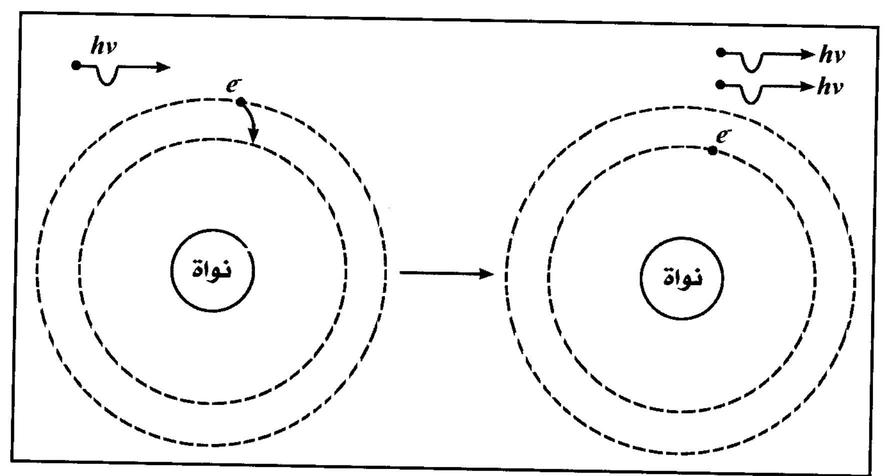
Laser Radiation



6-1 تأثير أشعة الليزر *Laser Radiation Effect*

إنَّ الذرة (أو الجــزيء) *atome or molecule* عندمـــا تكون مــحـــرضـــة *stimulated*، فـهـذا يعني بأن أحـد الـكتـروناتهـا يمتلك طاقـة أعلى من طاقـتـه في الحـالة الأسـاسـية، *unstimulated electron*، تسطيع هذه الذرة أن تعود إلى حـالتها الأسـاسـية، تلقـائياً وذلك بإصـدار فوتـون تبلغ طاقتـه *(hv)* مسـاوية إلى فرق الطـاقـة بين هاتين الحالتين، أو بتعبير آخر فرق الطاقة بين المستويين.

ولقد تبيَّن عملياً أن هناك إمكانية للتحريض الفوتوني بواسطة التـأثير المتبادل مع فوتون آخر له نفس كمية الطاقة *(hv)* . ومن المناسب ذكره هنا أن الفوتون الوارد من خارج الذرة والذي يتم استخدامه للتحريض لا يتغير بالتـأثير المتبادل، كما أن لكل من الأشـعـة المرافـقـة لهـذا الفـوتـون وللفـوتـون الصـادر الطـور نفـسـه وأن لهـذين الفـوتـونين نفس الطـاقـة ونفس الاتجـاه انظر (الشكل 1-6)، لهـذا لا يمكن التـمـيـز بينهما *they are inphase* .



الشكل (1-6) انتقال الالكترون من مدار محرض الى مداره الأصلي، واصدار الفوتون ذي الطاقة *(hv)*

ونلاحظ أن الفوتون (hv) يتسبب بإعادة الذرة إلى حالتها الأساسية واصدار فوتون ثاني طاقته (hv) يمتلك نفس طور الفوتون الأول.

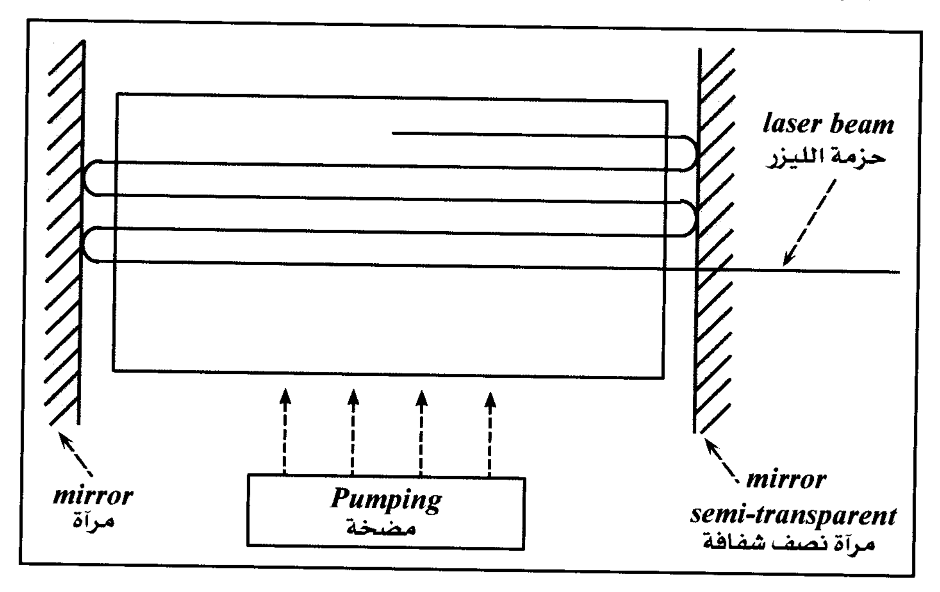
وعندما يتبادل أحد هذين الفوتونين التأثير من جديد مع ذرة مهيجة، فإنها تصدر فوتوناً ثالثاً له نفس طور الفوتونين الأوليين.

وهكذا عندما تتعدد اللقاءات بين الفوتونات والذرات المهيجة نحصل على حزمة ضوئية شديدة ومترابطة *Intensive and cohesive photo beam*.

إنّ الفوتونات الصادرة من ذرات واقعة في مواضع مختلفة والمشكلة للحزمة الضوئية، لها نفس الطاقة (ترابط زمني وهذا يعني بأن الفوتونات التي لها نفس الطاقة توافق أمواجاً كهرومغناطيسية لها نفس التردد وبالتالي نفس الطور) ونفس الطور يعني (ترابطاً موضعياً) ونفس الاتجاه، هذا هو ما نطلق عليه أشعة الليزر. ولكي تكون ظاهرة التعدد ممكنة يجب أن يصدر عدد كبير من ذرات الوسط فوتوناً طاقته (hv) (أما في الحالة العكسية فإن الفوتونات الواردة بطاقة (hv) ستتعرض للامتصاص من قبل الذرات غير المهيجة). وبما أنه في الحالة الطبيعية لا توافق هذه الحالة إلا لعدد قليل من الذرات لذا يجب عكس حالة الطاقة لجمهرة الذرات (عكس الجمهرة *inverse pubulation* وذلك بتزويد الوسط بالطاقة التي تزيد عدد الذرات المهيجة (عملية ضخ *pumping process*) لكن أي انعكاس لا يكون ممكناً إلا إذا كانت الفترة الزمنية التلقائية للحالة المهيجة طويلة بالقياس مع الزمن المتوسط لتهيج ذرة بمنبع طاقة.

إنّ الاوساط المسخدمة في هذه الحالة تسمى بالأوساط الفعالة وهي غالباً ما تكون صلبة (بلورات، زجاج مشوب، أنصاف نواقل) أو غازية (CO_2، مزيج $He-Ne$). ومن الضروري تسهيل الاصدار التحريضي وذلك بالتضخيم المتعمد

للقاءات بين الفوتونات والذرات المهيجة. لذا يتم وضع الوسط الفعال ضمن فجوة محدودة بمرآتين ، إحداهما نصف شفافة انظر (الشكل 2-6)، حيث يخضع الشعاع لعدد كبير من الانعكاسات المتتالية داخل الفجوة.



الشكل (6-2)

وبمعنى آخر تخضع الفوتونات إلى انعكاسات متتالية على المرآتين حيث يزداد عددها بالتأثير المتبادل مع الوسط الفعال المهيج بنظام الضخ وما أن تبلغ قيمة طاقة الاشعاع العتبة حتى نرى غمامة من الفوتونات تعبر المرآة النصف شفافة. وأن طاقتها وفق اتجاه محدد بالموضع الخاص للمرايا، ستزداد حتى تصل إلى قيمة العتبة *threshold* التي تسمح لها بإجتياز المرآة النصف شفافة، وبالتالي الحصول على حزمة الليزر.

وعلى سبيل المثال (انظر الشكل 2-6) حيث تكون المرآتان متوازيتين، يكون الاتجاه المحدد عامودياً على هاتين المرآتين.

إنَّ الفوتون الأول يعطي بعد تضخيمه حزمة ناتجة من العودة التلقائية إلى الحالة الرئيسية لإحدى ذرات الوسط الفعال وأنه بسبب العودات التلقائية إلى الحالات الرئيسية فإن عملية التضخيم *amplification* تبدأ عندما يصبح عدد الذرات المهيجة كافياً.

6-2 خصائص الليزرات *Laser Specifications*:

تتميز الليزرات بشكل أساسي بأطوالها الموجية *wave lengths* وبطريقة اصدارها *emission methods* وباستطاعتها *laser power*.

أ- الطول الموجي *Wave lengths*:

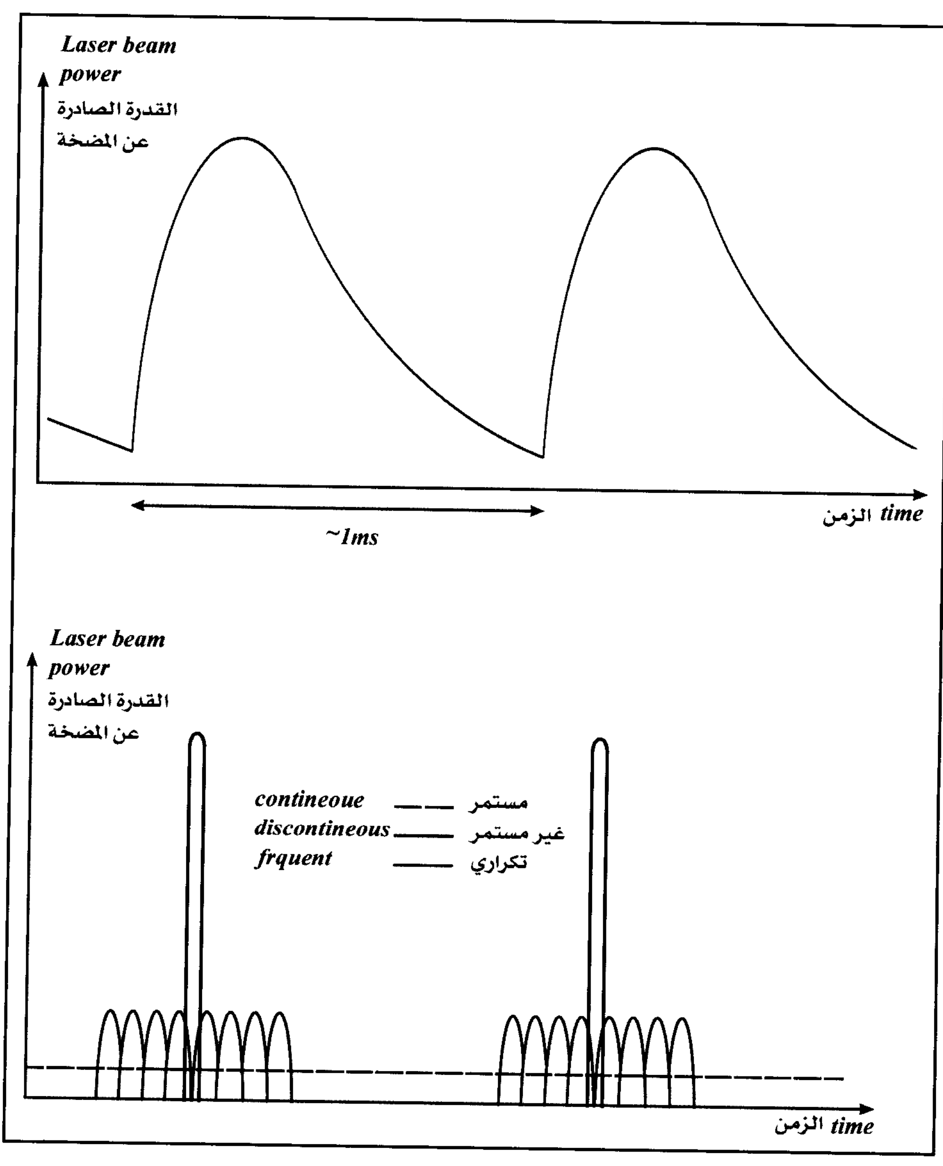
تقع الليزرات المتعارف عليها ضمن أطوال الموجات:

تحت الحمراء والطيف المرئي وفوق البنفسجي والأمواج السنتيمترية.

ب- طريقة الاصدار *Emission methods*:

تستطيع أجهزة الليزر الاصدار بطريقة تكرارية *frequent*، متقطعة *discontineous*، أو مستمرة *contineous* (انظر الشكل 3-6).

فالاصدار التكراري يميز الليزر الاسترخائي *relax laser* حيث تتكون الحزمة من تعاقب نبضات ضوئية صادرة عند كل تفريغ لجهاز الضخ أثناء عملية توليد الأشعة الليزرية.

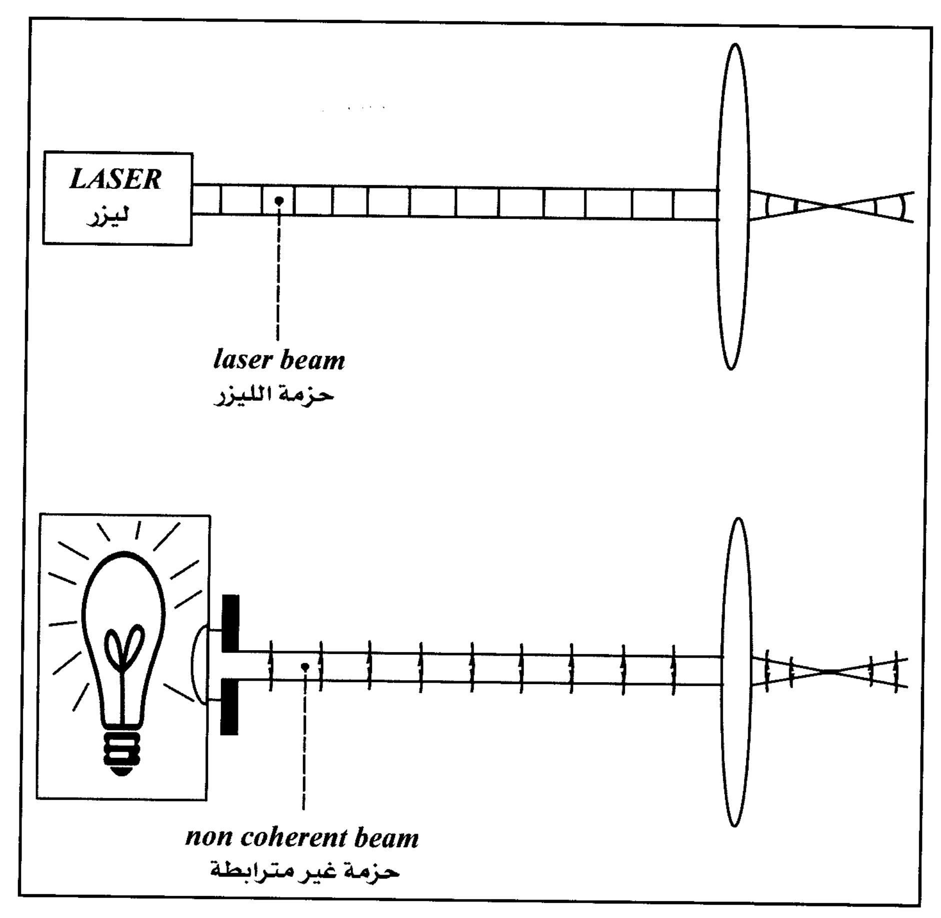


الشكل (6-3) النماذج المختلفة لاصدار الليزر

أما الاصدار المتقطع فإنه لايحصل إلا بحجب إحدى مرآتي الفجوة الضوئية أثناء الضخ. وهكذا فإن عدد الذرات المهيجة بالرغم من العودة التلقائية إلى الحالة الرئيسية، يمكن أن يكون كبيراً وأنه عندما نكشف المرآة نحصل على اصدار ليزر ذات قدرة كبيرة.

بينما الإصدار المستمر فهو من فعل اللازرات الغازية *Gaseaus laser* حيث تستطيع النبضات ذات الفترات الطويلة أن تختفي ثانية.

ج- القدرة الليزرية: تتغير قدرة اللازرات من عدة ميكرو واطات *Microwatt* إلى جيغا واط *Gigawatt* $(10^9\,watt)$. إنَّ إستطاعة (قدرة) الليزرات المستخدمة في الطب مماثلة لقدرة مصابيح إضاءة متوهجة، حينئذٍ يسمح ترابط الضوء بالتركيز المحرقي *focal point* باستخدام جهاز ضوئي عادي من الحصول على بقعة محرقية ذات بعد صغير جداً $(\approx 10\mu m)$ يتمركز فيها كامل طاقة الحزمة انظر (الشكل 4-6) وهنا تكمن الفائدة الأساسية من استخدام الليزر في الطب لغرض العلاج، كما أن الطاقة الكلية التي يتلقاها الهدف المراد توجيه أشعة الليزر إليه تساوي إلى حاصل ضرب قدرة الليزر بزمن اصدار الاشعاع.



الشكل (6-4) حزمة الليزر وهي موجة صوتية مستوية

6-3 التأثيرات البيولوجية لليزرات *Lasers Biological Effect*:

الليزر هو اكتشاف علمي حديث، تأثيراته البيولوجية غير معروفة بالكامل وبشكل جيد، كما أن الحيطة والحذر عند استخدامه ضرورية للغاية. هذا ولن نتطرق عملياً إلا إلى سوى عن التأثير البيولوجي الرئيسي لليزرات وهو ما يعرف بالتأثير الحراري.

- التأثير الحراري *laser thermal effect*:

التأثير الحراري لأشعة الليزر هو التأثير البيولوجي الرئيسي الأكثر سهولة للفهم، فهو مماثل للتأثير الذي يحدث عند تسخين جسم معرض للشمس.

فالطاقة الضوئية $(h\nu)$ تتحول إلى طاقة حرارية وهذا يعني حدوث تهيج للخلايا المعرضة لأشعة الليزر.

إن الإمتصاص المرافق لهذا التأثير الحراري، لطاقة حزمة الليزر يتغير مع طول موجتها ومع طبيعة النسج المعرضة للأشعة.

إننا نستطيع بتعديل طول الموجة من الحصول على فعل أقل أو أكثر أهمية، وحقيقة فإن القسم الأعظم من طاقة الحزمة يتحول إلى حرارة على مسافة تكون قصيرة كلما كان امتصاص الطاقة أكبر. فالنسج المشحونة بالميلانين *melanin* كالجلد أو بظهارة ملونة، فمثلاً العين تمتص بشراهة الأطوال الموجية الواقعة ما بين (*400 nm* و *1200 nm*) وبالعكس فإن الأوساط الشفافة للعين غير حساسة لهذه الأطوال الموجية.

ولذلك نستطيع تعريض شبكية العين للأشعة مثلاً بالليزر الأرغوني *Argon Laser* (طول الموجة $\approx 500nm$) لتجتاز الأوساط الشفافة للعين وهذا هو الاستخدام الطبي لليزرات الأكثر شيوعاً.

ولكن بما أن الهيموغلوبين *Hemoglobin* يمتص بشراهة الحزم التي أطوال أمواجها أقل من *(50nm)* يجب عندئذٍ تأمين عدم نزف الوسط الزجاجي. وأن الميليمترات الأربع الأولى من الجلد تمتص *(99%)* من طاقة حزمة الليزر من المجال *(1000nm – 300nm)*.

إن نتائج التعرض لأشعة الليزر لا تتعلق عملياً إلا بارتفاع درجة الحرارة العائدة إلى التأثير الحراري.

وسيكون هذا التأثير أكثر أهمية في الحالات الآتية:

1- عندما تكون القدرة *power* خلال وحدة السطح *per unit area* لحزمة الليزر كبيرة.

2- امتصاص طول موجة الحزمة كبيراً.

3- زمن التعرض للأشعة طويل.

4- الناقلية الحرارية *thermal conductivity* للنسيج المعرض للأشعة صغيرة.

وأنه حسب درجة الحرارة التي يتم الوصول إليها، نحصل على ثلاثة نماذج للتأثير الحراري:

1- ارتفاع بسيط لدرجة الحرارة.

2- تسخين مع تشوه البروتينات (تأثير التخثر) *clotting effect* وهذا هو عبارة عن طهو حقيقي.

3- ارتفاع في درجة الحرارة يقود إلى غليان السوائل خارج أو داخل الخلايا (تأثير التبخر) *liquids evaporation effect*.

ويجب الملاحظة إلى أن الطاقة الحرارية المتحررة من حزمة الليزر يمكن أن تنتشر بانتقال حراري بسيط وأن أبعاد حجم التأثير النسيجي يمكن أن يكون أكبر من تلك الخاصة بالحزمة، وهذا هو أحد أسباب الحذر والحيطة المطلوبة أثناء استخدام أشعة الليزر لأغراض طبية.

● تأثيرات أخرى لأشعة الليزر :

1- تأثيرات كيميائية ضوئية *photochemical effect* : إنَّ الأحماض الأمينية *amino acids* كالنيروزين والتريبتوفان والفنينيلالانين تتعرض للتخريب بالليزرات ذات الأطوال الموجية (الأزرق وفوق البنفسجي).

2- تأثيرات ميكانيكية لليزرات *laser mechanical effect*؛ (ظهور أموج الصدم وفائقات الصوت) غير معروفة بشكل جيد، فهي تستطيع توضيح بعض التأثيرات وهي مرتبطة باستخدام الليزرات من النموذج الاسترخائي وتظهر قمماً بمخطط القدرة مرتفعة، ولعل هذا من الأسباب ولا سيما في طب العيون التي تجعلنا نفضل استخدام الليزرات بإصدار مستمر.

6-4 أخطار الليزرات *Laser Dangers*:

إن تحرير الطاقة الحرارية المصاحب لاستخدا م الليزرات يظهر الخطر الرئيسي، فهو يتسبب ليس فقط بالحروق الجلدية بل أيضاً بأضرار آخرى للعين، ويزداد الخطر بإستخدام ليزرات أطوالها الموجية غير واقعة في المجال المرئي.

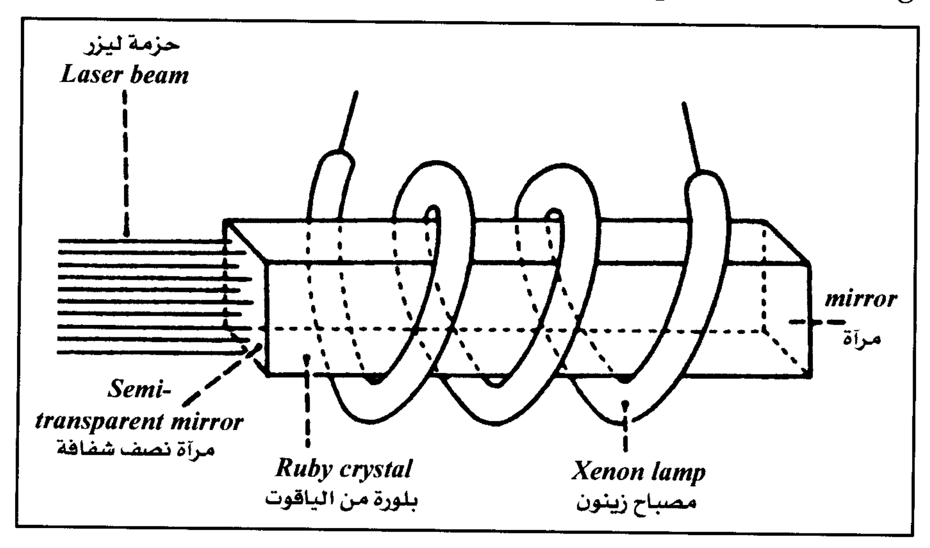
إن الليزرات ذات الأطوال الموجية القصيرة تتسبب بإصابات قرنية العين. كما أن حزم الليزرات غير الممتصة في الاوساط الشفافة للعين تتسبب بإصابات شبكية العين. وعملياً يجب وضع نظارات واقية والحذر من كافة السطوح الحساسة للإنعكاس حتى ولو من أجل جزء صغير من الحزمة.

6-5 التطبيقات الطبية الرئيسية لليزرات:
Laser basic Applications in Medicin

ترتكز الإستخدامات الطبية الرئيسية لأشعة الليزر في معظمها على التأثير الحراري المركز الناتج من الحزم الضيقة جداً ذات الطاقة العالية الكثيفة والتركيز المحرقي الضوئي الممتاز *accurate optical focussing*. ففي الجراحة يتم استخدام تأثير التخثر لإيقاف نزف الأوعية الدموية الصغيرة ولتخريب النسج بالتخثر. كما أن تأثير التبخر يسمح بإستئصال أو قطع النسج.

ومن التطبيقات الطبية ذات الفاذدة الكبيرة :

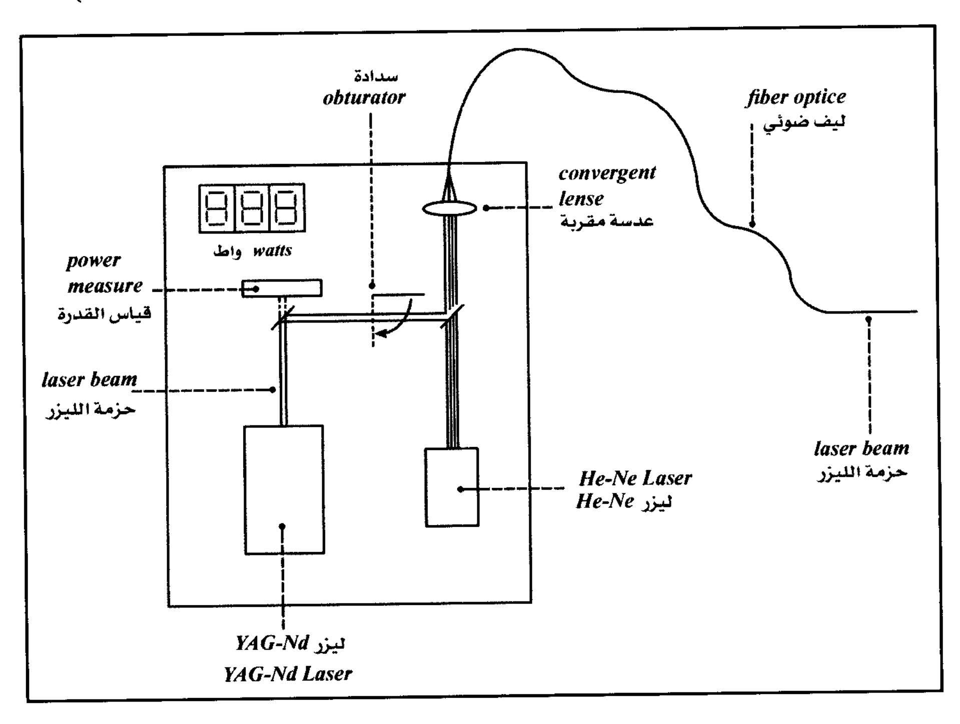
إيقاف نزف الأوعية الدموية الصغيرة وتخريب النسج *stopping of smale blood vesiels bleeding and tissues damages*.



الشكل (6-5)

مخطط ليزر ياقوت. حيث عند كل إضاءة لمصباح زينون (ضخ ضوئي) يوجد إنعكاس للحجرة الإلكترونية أو إصدار واحد أو عدد من اشعاعات الليزر

لإيقاف نزف الأوعية الدموية الصغيرة وتخريب النسج، يستخدم حالياً ليزرات الأرغون (طول الموجة $\approx 500nm$)، ليزرات *YAG* (ايتريوم - ألمنيوم طول موجته $1000nm$) حيث تكون الحزمة أقل امتصاصاً بالنسج اللينة من حزمة ليزر الأرغون الأكثر فعالية مثلاً ليزر *YAG* يعطي قدرة قدرها $(60watt)$ يسمح بإيقاف النزف على سطح مقداره $(10mm^2)$ ما بين $(1\text{-}2\ Sec)$، (انظر الأشكال 6-5 و 6-6).



الشكل (6-6)

مخطط لليزر طبي *YAG*. وأن القدرة المقيدة معطاة بليزر *YAG* (غير مرئي) بينما لليزر *Ne-Ne* (مرئي) ذو قدرة ضعيفة وحزمته متراكبة مع حزمة ليزر *YAG* وهي لاتفيد إلا للرؤيا فقط

6-6 استئصال أو قطع النسيج *Tissue elimination* :

بغية القطع أو الاستئصال، نستخدم على العموم ليزرات (CO_2) حيث تكون الحزمة تحت الحمراء (طول الموجة $10\mu m \approx$) ممتصة بشراهة من قبل النسيج. وتستخدم قدرة مابين 10 واط و 50 واط متمركزة بواسطة عدسة على سطح يتراوح مابين ($0.1mm^2$ و $1mm^2$) بإصدار مستمر أو متقطع. وأن الحجم المعرض للأشعة يبدأ الغليان بسرعة، وهكذا فالقطع سريع بينما تسخين النسيج المجاورة يكون ضعيفاً.

ويفضل إستخدام أشعة الليزر في الجراحة عن باقي الطرق الآخرى لأسباب عديدة ففي عملية القطع وتخثر الدم تمتاز هذه التقنية بالآتي:

1- غياب التلامس مابين الأداة والنسيج.

2- امكانية الشرط الدقيق والمتواضع.

3- موقف جيد لنزف الأوعية الدموية الدقيقة.

4- التحام.

5- تعقيم كامل.

ويمكن لحزم الليزر أن تنتقل بالألياف الضوئية داخل منظار باطني. وهذا يسمح مثلاً أثناء التنظير الباطني بإتلاف الأورام الصغيرة أو بإيقاف النزيف ونتجنب بذلك بعض العمليات الجراحية الضارة. بينما في طب العيون (تخصص يستخدم حالياً على الغالب الليزرات)، فإن الأمراض الرئيسية التي يمكن معالجتها هي الانفصالات والتمزقات، ومن الأضرار البسيطة التي يمكن معالجتها حالة الانفصالات الشبكية، بحيث يسمح الليزر بإيقاف تطور المرض وذلك بإحاطة

الأضرار بشريط اصطدامات بحيث أن كل اصطدام يعمل كلحام. أما في حالة اعتلال الشبكية السكري، فإننا نفتش عن تخريب الشبكية حول البقعة العمياء كي نزيد ارواء البقعة العمياء وحماية الرؤيا.

الفصل
السابع

فائقات الصوت في الطب

Medical Ultrasonics

الأمواج فائقة الصوت: هي أمواج سمعية *hearsound weaves* يمكن أن تعامل بها بواساطة أجهزه خاصة، ترددها يقع بين (*20KHz-200MHz*) وابتداءً من التردد (*200MHz*) يبدأ الحديث عن فرط الصوتيات *Uper U hearsound* .

7-1 توليد واستقبال فائقات الصوت:

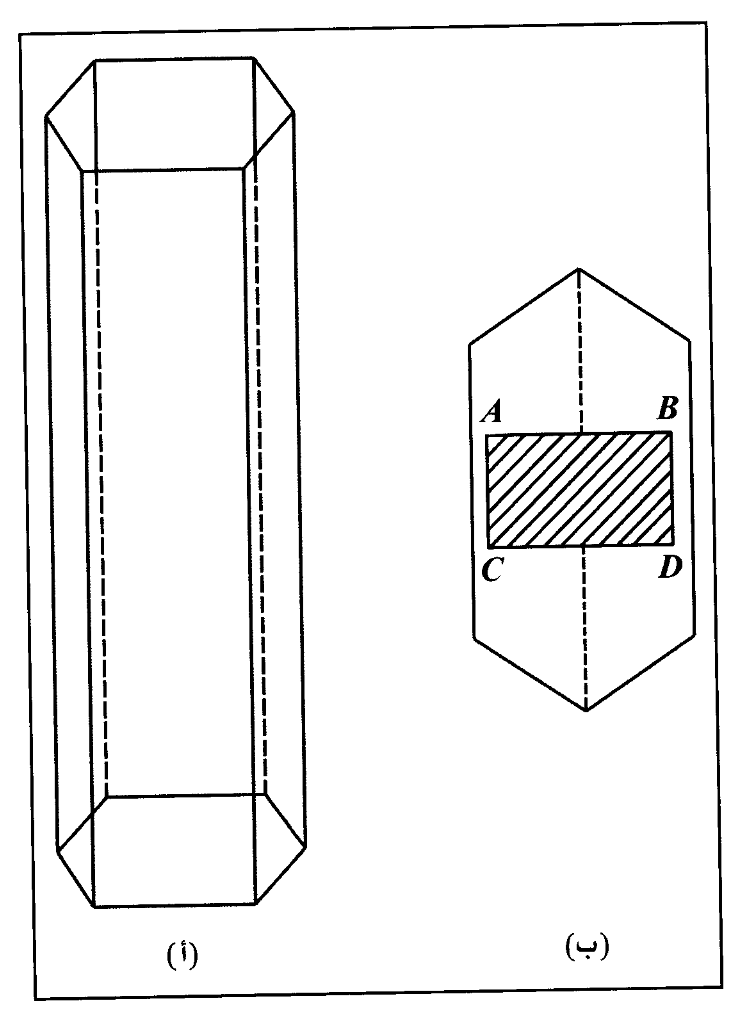
U Hearsound Generation and Recieving

يتم ارسال واستقبال فائقات الصوت بإستعمال مجسات (مسبر *probes*) مكونها الرئيسي هو ترجام (محول للطاقة) *transducer* فائقة الصوت، الذي يقوم بتحويل الطاقة الميكانيكية *mechenical energy* إلى طاقة كهربائية *eletrical energy* وبالعكس، ويعتمد محول طاقة فائقة الصوت المستخدم في الطب على مبدأ الكهرانضغاطية *Eletro compressibility*.

والكهرانضغاطيه هي ظهور شحنات كهربائية على سطح بعض المواد عند اخضاعها لضغوطات ميكانيكية وبالعكس، ظهور تشوهات ميكانيكية عند تطبيق فرق جهد *potential difference* بين وجهي نفس المادة.

ولتوضيح مفهوم الكهرانضغاطية نقدم الأتي:

إذا تعرضت بعض البلورات مثل الكواركز *silicon dioxid* (SiO_2) وتيتانات الباريوم *barium tetanic*، إلى عملية ضغط *stress* أو شد *strain* ميكانيكي، يظهر على سطحها شحنات كهربائية. تسمى هذه العملية أو هذه الظاهره بالفعل الكهرانضغاطي. يبين الشكل (أ 1-7) بنية بلورة السليكا (الكوارتز) وهي عبارة عن موشور سداسي، كما يبين الشكل (ب 1-7) المقطع العرضي لصفيحة مقتطعة من البلورة، طريقة القطع يجب أن تتم وفق إتجاهات محددة بالنسبة للبلورة وإلا فإن الفعل الكهرانضغاطي لايظهر على الصفيحة عند تعرضها لضغط خارجي.

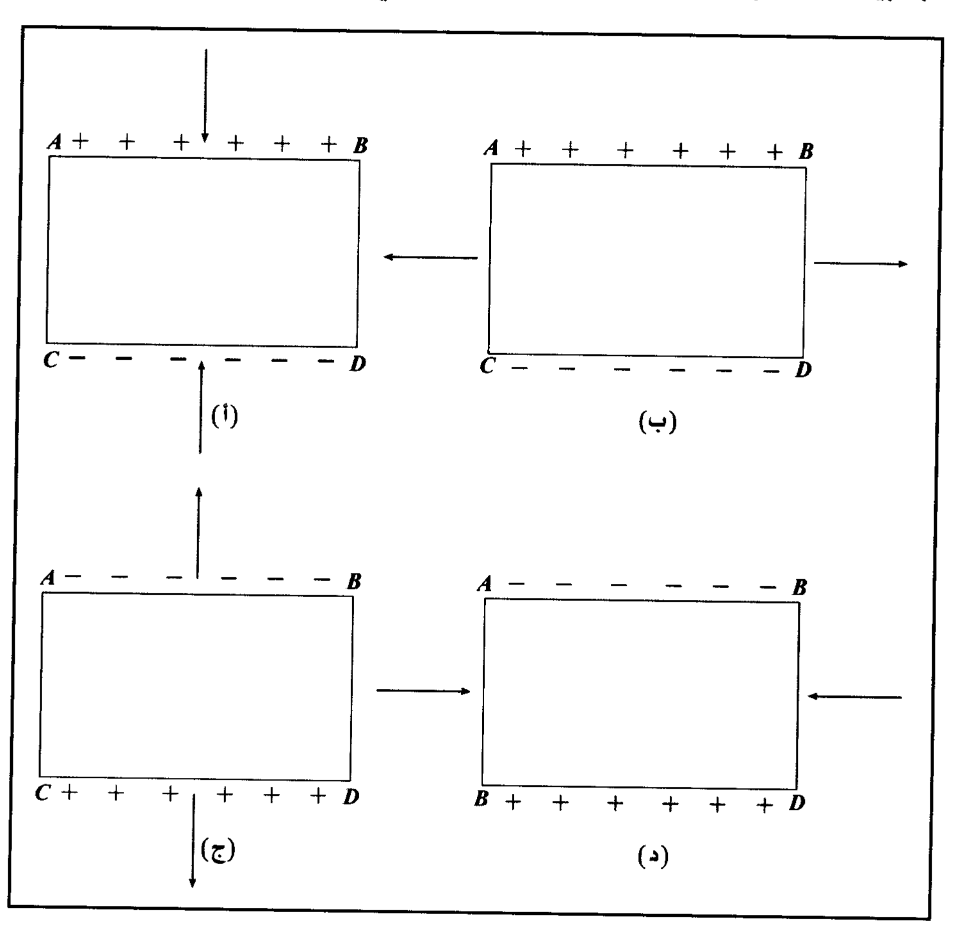


الشكل (1-7)

عند تطبيق ضغط خارجي على الوجهين المتقابلين (AB) و (DC) للصفيحة الشكل (أ 1-7) فإن أحد الأوجه وليكن (AB) تظهر عليه شحنات موجبة أما الوجه الآخر (DC) فتظهر عليه شحنات سالبة.

والشحنة المتولدة على كل وجه تتناسب طرداً مع قيمة الضغط المطبق،

ونحصل على النتيجة نفسها إذا خضعت الأوجه الجانبية (AD) و (BC) إلى شد كما في الشكل (ب 2-7) وعندما تخضع الأوجه (AB) و (CD) إلى عملية شد كما في الشكل (ج 2-7) فإن الوجه (AB) تظهر عليه شحنات سالبة والوجه (DC) تظهر عليه شحنات موجبة، ويمكن الحصول على نتيجة مشابهة إذا خضعت الأوجه الجانبيه (BC) و (AD) إلى عملية ضغط كما في الشكل (د 2-7).



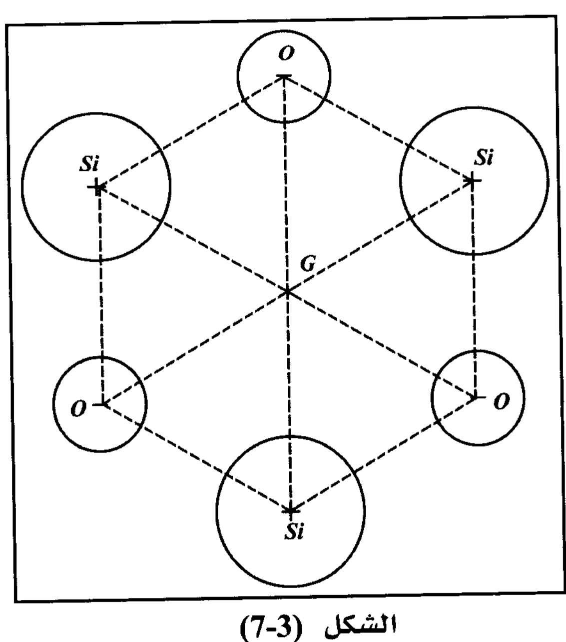
الشكل (2-7)

يظهر الفعل الكهرانضغاطي أيضاً إذا أجرينا العملية العكسية، أي أن تطبيق

مجال كهربائي *electric field* على وجهي الصفيحة يسبب لها تشوهاً ميكانيكياً. وإذا وضعنا سلكاً على السطح (*AB*) ووصل مع القطب الموجب لمولد، ووضعنا سلكاً على الوجه الآخر (*DC*) للصفيحة ثم وصل مع القطب السالب لنفس المولد فإنه يحدث تمدد للصفيحة في الإتجاه (*AB-DC*) كما في الشكل (7-2) والشحنات الكهربائية التي تظهر على الأوجه تكون مخالفة بطبيعتها للشحنات المنقولة من المولد.

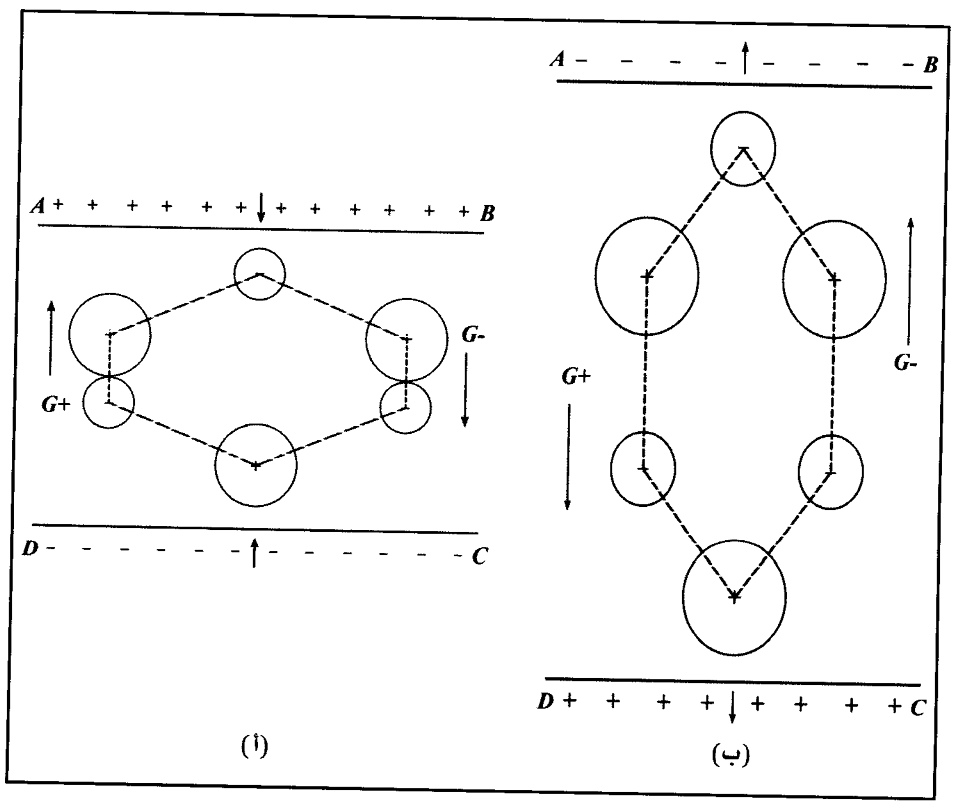
إذا وصلنا وجهي الصفيحة (*ABCD*) بمولد فرق جهد متناوب *potential difference* فإن الصفيحة تهتز وعندما يتساوى تردد فرق الجهد الكهربائي مع التردد الميكانيكي للصفيحة والذي يتوقف على أبعادها نحصل على ظاهرة الطنين *resonance* وتكون عندئذٍ الاهتزازات *vibrations* الصادرة أكبر مايمكن.

يمكن تفسير ظاهرة الفعل الكهرانضغاطي بالاعتماد على بنية بلورة السليكا (الكوارتز).



الشكل (7-3)

إن الشكل (3-7) يمثل وحدة الخلية البدائية لبلورة السليكا وهي عبارة عن خلية سداسية الشكل تحوي ثلاث ذرات سيليكون وثلاث ذرات اكسجين، وكما يلاحظ فإن مركز الشحنات الموجبة ينطبق على مركز الشحنات السالبة (بنية المادة العازلة *dielectric mater structure*). فعند تطبيق ضغط على الوجه *(AB,CD)* كما في الشكل (أ 4-7).



الشكل (4-7)

يحصل تشوه لوحدة الخلية البدائية ويحصل نتيجة لذلك انزياح لمركز الشحنات السالبة بإتجاه *(DC)* وانزياح لمركز الشحنات الموجبة بإتجاه *(AB)* (أي

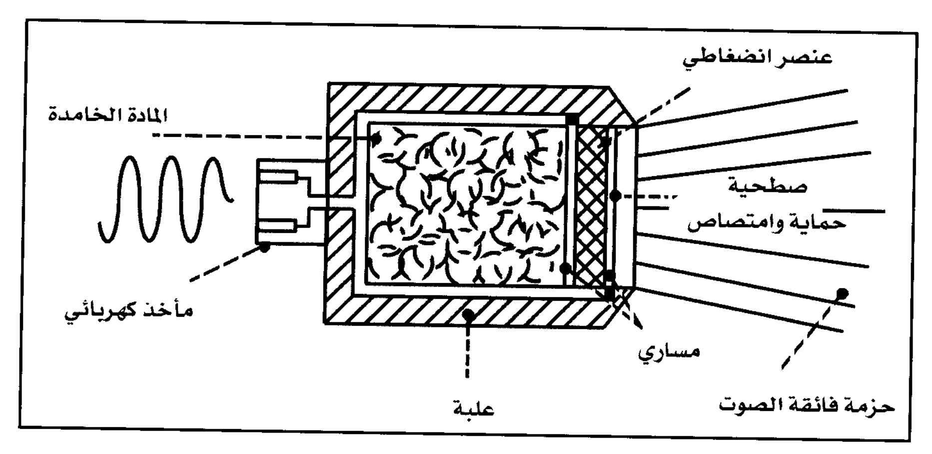
يحصل استقطاب *pclarization*). إذا أخذنا بعين الاعتبار استقطاب جميع وحدات الخلايا البدائية المكونة للبلورة، فإن مايحدث في النهاية هو ظهور الشحنات الموجبة على الوجه (*AB*) والشحنات السالبة على الوجه (*DC*) .

وبالمقابل إذا ما أخضعت الأوجه (*AB*) و (*DC*) إلى عملية شد كما في الشكل (أ 4-7) فإن مراكز الشحنات الموجبة ستتزاح بإتجاه (*DC*) . ومراكز الشحنات السالبة تنزاح بإتجاه (*AB*) فيظهر في النهاية شحنات سالبة على الوجه (*AB*) وشحنات موجبة على الوجه (*DC*) .

وبالإعتماد على خاصية الفعل الكهرانضغاطي، يمكن توليد أمواج فائقة الصوت وذلك بتطبيق فرق جهد متناوب على صفيحة من السليكا فتتضغط الصفيحة ثم تتمدد وينشأ عن اهتزاز الصفيحة انتشار لأمواج فائقة الصوت *Ultrasound waves* ذات ترددات مرتفعة تصل حتى (*500 MHz*) أو أكثر.

يقوم محول طاقة فائقة الصوت بإرسال موجات فائقات الصوت عندما يكون مثاراً كهربائياً عند تردد يساوي إلى تردد موجة فائقة الصوت التي نرغب بإرسالها. كما يقوم نفس محول الطاقة بإستقبال فائقات الصوت محولاً موجة فائقة الصوت إلى إشارة كهربائية لها نفس التردد، طولها الموجي متغير كتغير طول موجة فائقة الصوت المستقبلة.

ويمكن لمجس *probe* فائقة الصوت المستخدم في الطب أن يحتوي على محول واحد أو عدة محولات للطاقة، ويمكننا التمييز بين المجسات من خلال عدد وشكل وحجم الترجامات التي يحتويها كل مجس، وكذلك من خلال مردود التحويل «طاقة ميكانيكية-طاقة كهربائية» ومن شريط (عصبة) التردد الخاص بكل مجس، لاحظ الشكل (5-7) .



الشكل (7-5) مجس فائقة الصوت بعنصر كهرانضغاطي

7-2 الخواص الفيزيائية لفائقات الصوت:

The physical characteristics of Ultrasound

بإستثناء تردداتها المرتفعة *hight frquency*، لا يوجد أي اختلاف من وجهة النظر الفيزيائية بين أمواج فائقة الصوت والأمواج الصوتية، وهي عبارة عن أمواج مرنه لاتستطيع الانتشار إلاّ في وسط مادي.

7-2-1 انتشار الأمواج فائقة الصوت *Ultrasound Propagation*:

إنّ الموجة السمعية هي موجة طولية ، *audible longtudinal waves* أي أن حركة جسيمات وسط الإنتشار تتم وفق اتجاه انتشار الموجة *propagation*، كما يوجد أيضاً أمواج عرضية *transverse waves* لكنها لا تستطيع الإنتشار إلا في الأوساط الصلبة، لذا فهي لا تستطيع الإنتقال في الأوساط المائعة والنسج البيولوجية باستثناء الهيكل العظمي.

وأن سرعة موجة فائقة الصوت (c) لا تتعلق إلا بوسط الإنتشار، أي أنها مستقلة عن التردد (جدول 7-1). ويعبر عنها رياضياً بالعلاقة التالية:

$$c\frac{1}{\sqrt{K\rho}} \quad (m/s) \qquad (7\text{-}1)$$

حيث:

(ρ) : الكتلة الحجمية للمادة مقاسة (kgm^{-3}).

(K) : معامل مرونة المادة ويقاس $(kgm^{-1}s^{-2})$.

الوسط	Medium	سرعة الإنتشار Velocity m/s
هواء	*Air*	330
ماء	*Water 20C°*	1500
نسيج مرنة	*soft tissue*	1450-1700
عظم	*Bone*	3000-4000
الدم	*Blood*	1570
المادة الدهنية	*Fat*	1460
العضلات	*Mussle*	1580

الجدول (7-1)

بينما نرى بأن الطول الموجي (λ) مرتبط بالسرعة *velocity* (c) وبالتردد (f) من خلال العلاقة التالية:

$$\lambda = \frac{c}{f} \qquad (7\text{-}2)$$

ومن المهم الإشارة إلى أن المقدرة الفاصلة المكانية في تقنيات تصوير فائقات الصوت *Ultrasonic Imaging technology* محدودة بظواهر الإنتشار التي تلعب دوراً عندما تكون أبعاد الأجسام المتعرضة للحزمة من رتبة طول موجة الحزمة *Ultrasonic wave length order* فمثلاً: موجة فائقة الصوت التي ترددها *(1 MHz)* لا تسمح بكشف تفاصيل أقل من حوالي:

$$\frac{1600}{10^6} = 1.6 \times 10^{-3} m$$

وذلك في النسج المرنة *soft tissues*. وبما أن طول الموجة يتغير بعكس التردد، تكون الفائدة كبيرة عند إمكانية استخدام فائقات الصوت ذات الترددات المرتفعة.

7-2-2 تخامد أمواج فائقة الصوت *Ultrasound Attenuation*:

في وسط غير متجانس كما في الجسم البشري، تنتشر حزمة فائقة الصوت *abem of ultrasound propagation* بشكل معقد، خاضعة بشكل أساسي إلى كل من الإنعكاس *reflection* والإنكسار *refraction* والامتصاص *absorption* والانفراج (التشتت) *diffraction* وأن مجموع هذه الآليات هي المسؤولة عن التخامد الكلي *total attenuation* للحزمة، أي أن الطاقة المحمولة بالحزمة تتناقص تدريجياً على طول إتجاه الانتشار.

أ- تخامد بالإمتصاص *attinuation by absorption*:

في وسط متجانس ومتماثل الإتجاهات، تتناقص الطاقة $E(x)$ المرافقة لحزمة فائقة الصوت بتابعية بعد الانتشار *propagation depth* (x) وذلك وفق القانون التالي:

$$E(x) = E(o)e^{-\propto x} \qquad (7\text{-}3)$$

حيث:

$E(o)$ الطاقه البدائية التي يصدرها المنبع *Initial source energy*، ويعبّر بوحدة (m^{-1}) عن معامل التخامد بالامتصاص $(\propto)$ أو قوة التوغل المميز لقدرة الوسط على امتصاص طاقة الحزمة وتبديدها على شكل حرارة داخل الأنسجة *tissue heating resulting from frictional resistance*. كما أنه يتناسب مع مربع التردد، وأنه كلما كان تردد موجة فائقة الصوت صغيراً، كلما كان امتصاصها أقل من قبل النسج الحية.

ومعملات التخامد لمختلف المواد التي يتم معالجتها بالموجات فائقة الصوت *attinuation coefficients* هي مانعبر عنه بمجرد عدد يعبر عن كيفية تخامد هذه الموجات لوحدة الطول لمسارها *perrunit path length*، ونستخدم عادة الحرف اللاتيني $(\propto)$ *(Greek letter alpha)* للتعبير عنه، أما وحدة القياس المعتمده فهي $(dBcm^{-1}MHz^{-1})$ *(deabets per centimeter MHz)*.

والجدول (7-2) يمثل هذا المعامل $(\propto)$ لمجموعة من المواد البيولوجية في قيمته العضوية عند التردد *(1MHz)*.

Material	**المادة**	**معامل التخامد** ***attinuation coefficient***
Lung	الرئة	41
Bone	العظم	20
Air	الهواء	12
Soft tissve	نسيج رخو	1.0

الجدول (7-2)

Material	المادة	معامل التخامد attinuation coefficient
Kindney	الكليه	1.0
Liver	الكبد	0.94
Brain	الدماغ	0.85
Fat	مادة دهنيه	0.63
Blood	الدم	0.18
Water	الماء	0.022

تابع الجدول (7-2)

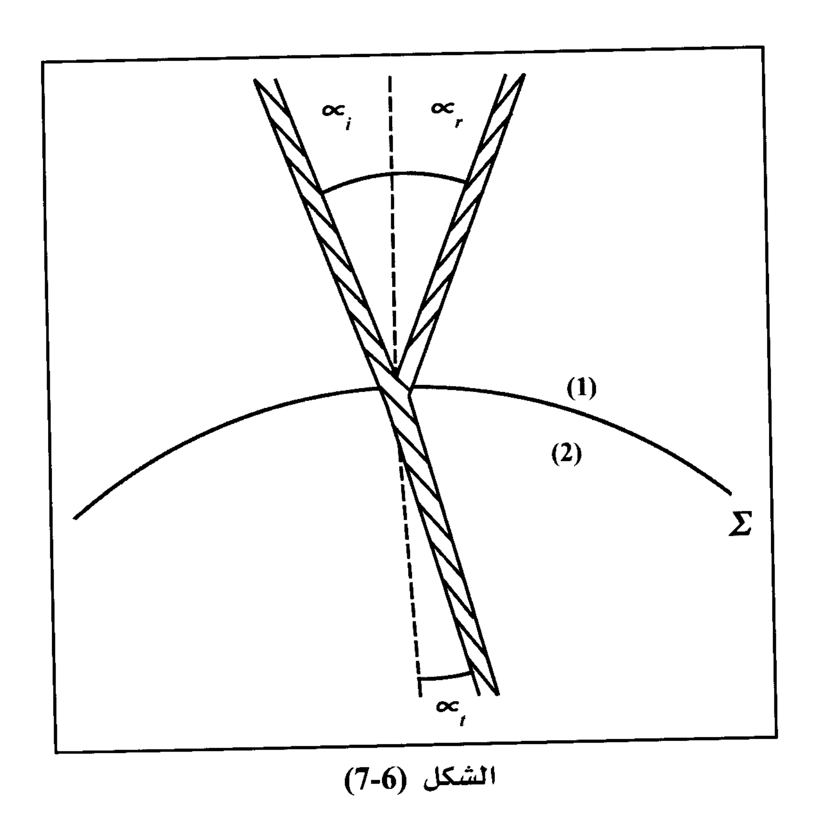
ب- تخامد بالإنعكاس والإنكسار *attinuation by refletion and refraction*:

عندما تسقط موجة سمعية بزاوية $(\propto_i)$ على سطح بيني (Σ) (Σ سطح فاصل بين وسطين(1) و (2) مختلفين بالخواص السمعية)، ينتج عنها موجة منعكسة *reflected ultrasonic wave*) وفق اتجاه $(\propto_r)$ وموجة نافذة وفق اتجاه $(\propto_t)$ (انظر الشكل 6-7).

إنَّ العلاقات الرياضية التي تربط بين $(\propto_t, \propto_r, \propto_i)$ والسرعات (c_2, c_1) مشابهة لتلك التي أعطيت بقوانين ديكارت في الضوء الهندسي *Cartesian co-ordination geometrical optics* أي وفق قانون سنل *Senells law* :

$$\propto_i = \propto_r$$

$$c_2 Sin \propto_t = c_1 Sin \propto_i$$



الشكل (7-6)

تتوزع طاقة الحزمة الواردة بين الحزمة المنعكسة والحزمة النافذة بحيث إن الطاقه الفردية لأي منها تكون أقل من طاقة الحزمة الواردة *incident beam energy*.

وتسمى النسبة بين الطاقة المنعكسة (E_r) والطاقه الواردة (E_i) بمعامل الانعكاس (R) *Reflection coefficient*.

$$R = \frac{E_r}{E_i} \tag{7-4}$$

الذي لايتعلق إلا بالزوايا $(\propto_t, \propto_i)$ وبالممانعات الصوتية *audio-impedances*

(Z) للأوساط (1) و (2) . وأن الممانعة الصوتية لوسط هي عبارة عن حاصل ضرب كتلته الحجمية *density* (ρ) بسرعة فائقة الصوت (c).

$$Z = \rho c \qquad (7\text{-}5)$$

وهي عبارة عن مقدار يميز طبيعة الوسط الذي تنتشر فيه الموجة وتكون (c) مستقلة عن التردد.

كما رأينا سابقاً (جدول 3-7)

الوسط	Medium	ممانعة صوتية Impedance
ماء	*Water*	1.5
نسج مرنة	*Soft tissue*	1.3-1.7
هيكل عظمي	*Skeleton*	3.8-7.4
رئة	*Lung*	0.26
هواء	*Air*	0.0004

الجدول (7-3)

تتعلق الطاقة المنعكسة بزاوية الورود $(\propto_i)$، فهي عظمى في السقوط الناظمي $(\propto_{i=0})$. وتتناقص إلى حوالي (10^4) عندما ينحرف اتجاه الحزمة بزاوية (12°) عن الناظم (العمود). وأنه في حالة الورود العمودي، يكون معامل الانعكاس مساوياً إلى:

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)} \qquad (7\text{-}6)$$

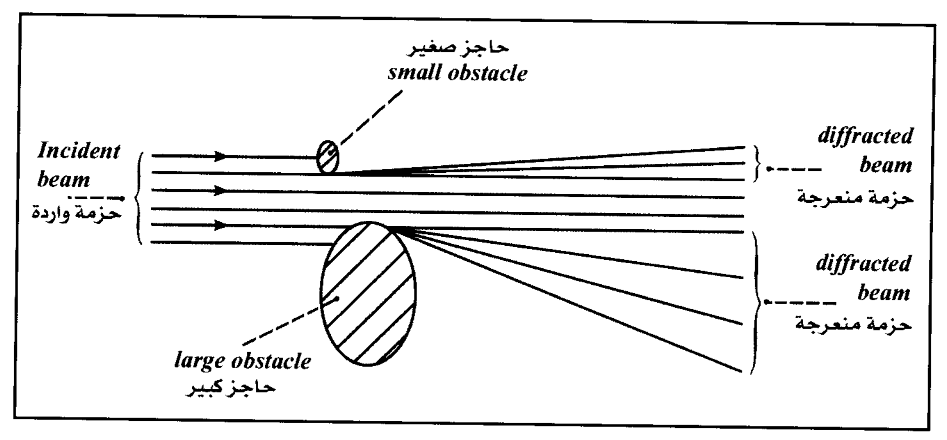
فمعامل انعكاس ماء/هواء قريب جداً من الواحد. لذا من الضروري أثناء الفحص بفائقة الصوت التأكد من عدم وجود هواء بين مجس فائقة الصوت وجلد جسم المريض وإلا فإن كمية غير محدودة من طاقة فائقة الصوت تكون نافذة إلى جسم المريض مما يجعل الفحص مستحيلاً.

ولهذا يتم وضع مادة هلامية مابين جلد جسم المريض ومجس فائقة الصوت (جدول 4-7).

معامل الإنعكاس عند سقوط ناظمي ***Reflection coefficient***	**السطح البيني**	***Interface Surface***
0.9989	ماء / هواء	*Water/Aer*
0.2899	ماء / عظم	*Water/Bone*
0.0083	نسيج شحمي / كلية	*Fatty tissue/ Kidney*

الجدول (4-7)

عندما تصادف حزمة فائقة الصوت حاجزاً، فإن جزءاً من الحزمة ينعرج على حافة الحاجز *diffraction* كما في (الشكل 7-7).



الشكل (7-7) انعراج موجة فائقة الصوت بوساطة حاجز

ومن الملاحظ أنه كلما كان تردد الحزمة مرتفعاً وحجم الحاجز كبيراً، كلما كان الإنعراج صغيراً. وبسبب ظواهر الإنعراج (الحيود) على حواف المجسات فإن حزمة فائقة الصوت المنتشرة من مجس مستوي ستكون متباعدة قليلاً، كما أنه كلما كان التردد مرتفعاً، كلما كانت زاوية الإنحراف صغيرة. أي أن فائقات الصوت ذات الترددات العالية موجهة تماماً. ولتخفيض التأثير النسبي لهذا الإنعراج على مقاس موجهة الحزمة، نزيد من حجم المجسات.

7-3 التأثير البيولوجي لفائقات الصوت:

Ultrasonic biologicale effect

تمتلك فائقات الصوت تأثيراً بيولوجياً من خلال الفعل الحراري والميكانيكي *thermal and mechanical effects*.

7-3-1 الفعل الحراري *The thermal effect* :

ينسب الفعل الحراري إلى اطلاق حرارة محرضة بإمتصاص الموجة الفائقة الصوت. كما أنه كلما كان الوسط أكثر امتصاصاً، كلما كان هذا الفعل أكثر أهمية.

7-3-2 الفعل الميكانيكي *The mehenical effect* :

يحدث الفعل الميكانيكي بإنعكاس وإنكسار فائقات الصوت على السطح البيني لوسط الإنتشار كما يحدث أيضاً من ظاهرة التجويف.

تعريف التجويف *cavitation* : هو ظهور فقاعات متشكلة ابتداء من غازات منحلة أو بخار بفعل تغيرات الضغط العائد لموجة فائقات الصوت.

ويبدو أنه في بعض الشروط التجريبية الخاصة جداً، تستطيع فائقات الصوت من خلال الفعل الميكانيكي تحطيم الأحماض النووية *Nuclear acids destruction* وتشويه البروتينات *Protein distortion* والتحريض على انحلال الخلايا *cells degradation* .

7-4 التطبيقات الطبية لفائقات الصوت:

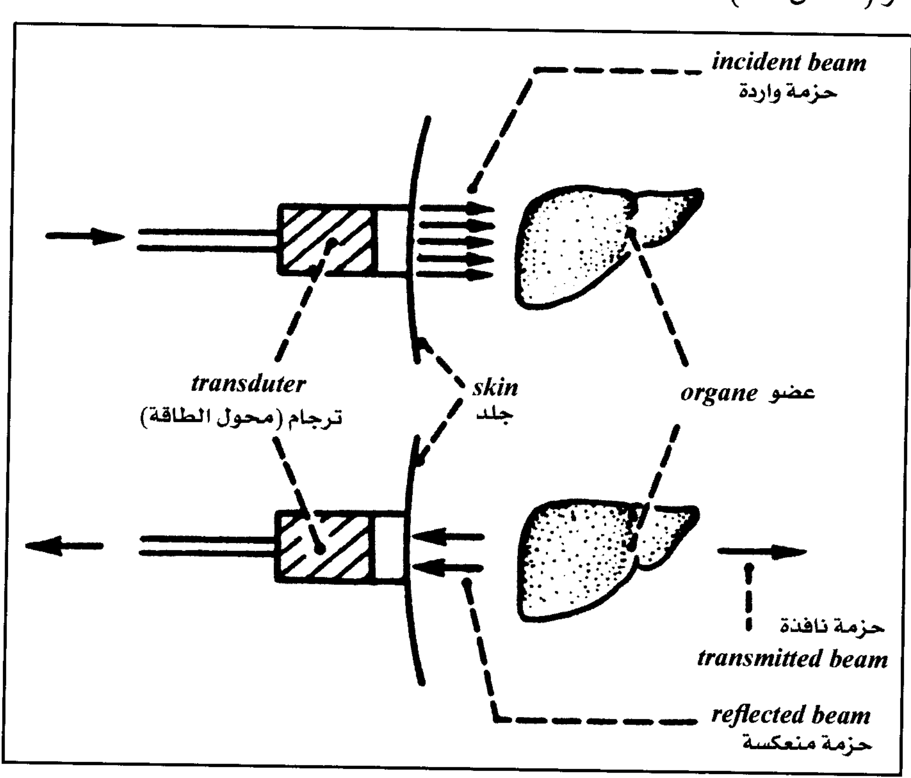
Ultrasound Medical application

في الوقت الحاضر، توجه التطبيقات الطبية لفائقات الصوت نحو التشخيص *diagnosis*، مرتكزة على التوجيه الجيد لحزم فائقات الصوت وقدرتها الانعكاسية على السطح البيني للأوساط التي تملك ممانعات صوتية مختلفة. وأن قدرات فائقات الصوت المستخدمة لوحدة المساحة في تخطيط الصدى ضعيفة $(\approx 10^{-2} watts.cm^{-2})$. والأفعال الحرارية والميكانيكية مهملة كلياً. وبما أن زمن

الموجة الواردة قصير، تسمى الموجة المنعكسة بالصدى، ومنه جاءت التسمية العامة لتخطيط الصدى نسبة لطرق تصوير فائقة الصوت.

7-4-1 تصوير فائقة الصوت بتخطيط الصدى *Echodebth-sounding*:

يعمل المجس عند تخطيط الصدى كمرسل وكمستقبل في آن واحد، كما أن الصور تتشكل إبتداءً من الإنعكاسات (صدى) التي تتم على مختلف بُنى العضو، انظر (الشكل 8-7).



الشكل (8-7) مخطط استقصاء تخطيط الصدى

يتم ارسال فائقات الصوت وفق قطار من الأمواج المتتالية بأزمان قيرة جداً بغية تفادي التداخلات على مستوى الترجام (محول القدرة) بين الأمواج التي يصدرها والأمواج التي يتلقاها.

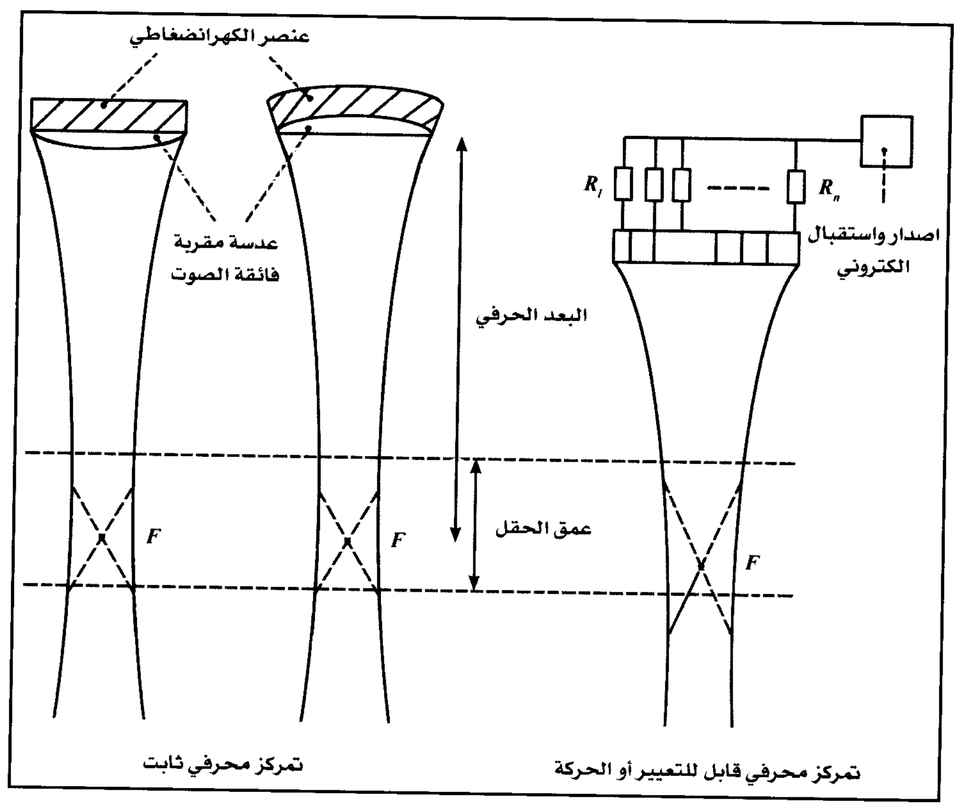
وللحصول على صورة جيدة، يجب تحديد وبدقة مكان المادة المولدة للصدى على الحزمة، وهذا بدوره يتطلب استخدام حزم ضيقة جداً *narrow beams*، أي يجب استخدام مجسات صغيرة الحجم (لكن ليست صغيرة جداً من أجل حصر ظواهر الحيود على مستوى المجس).

كما يجب أن تكون أيضاً قادرة على كشف الأجسام الصغيرة الحجم وهذا يتطلب استخدام ترددات عالية بغية حصر الحيود على مستواها.

أخيراً يجب أن تكون قادرة على كشف مواد قليلة مولدة الصدى وبالتالي من الضروري أن يكون امتصاص النسج للحزمة صغيراً وهذا يعني أن الترددات المستخدمة يجب أن تكون ضعيفة بما فيه الكفاية.

أما الترددات العالية (التي تعطي أفضل الصور)، فهي مخصصة لاستقصاء الأعضاء الظاهرية مثل (العين، الغدة الدرقية) وفي الوقت الحاضروبهدف تحسين المقدره الفاصلة المكانية، يتم تمركز حزم فائقة الصوت بطرق مختلفه انظر (الشكل 9-7). لكن لايمكن الحصول على صور واضحة إلا لأجسام واقعة في بعض المناطق (عمق الحقل) وعلى بعد معروف من المجس (البعد المحرقي)*focal length* ويكون أحياناً قابلاً للتعيير (تحريكي).

كنا قد بينا بأن الهواء يعتبر حاجزاً هاماً جداً لتوغل فائقات الصوت، لذا فإن امكانيات استقصاء الأعضاء الحاوية على الهواء مثل (الرئة، القناة الهضمية) بفائقات الصوت محدودة.



الشكل (9-7)

يبين التمركز الثابت، تقارب حزمة فائقات الصوت في النقطة (F)، كما أن لكل مجس بعداً محرقياً خاصاً به. ونلاحظ أن التمركز قابل للتعيير (قابل للحركة).

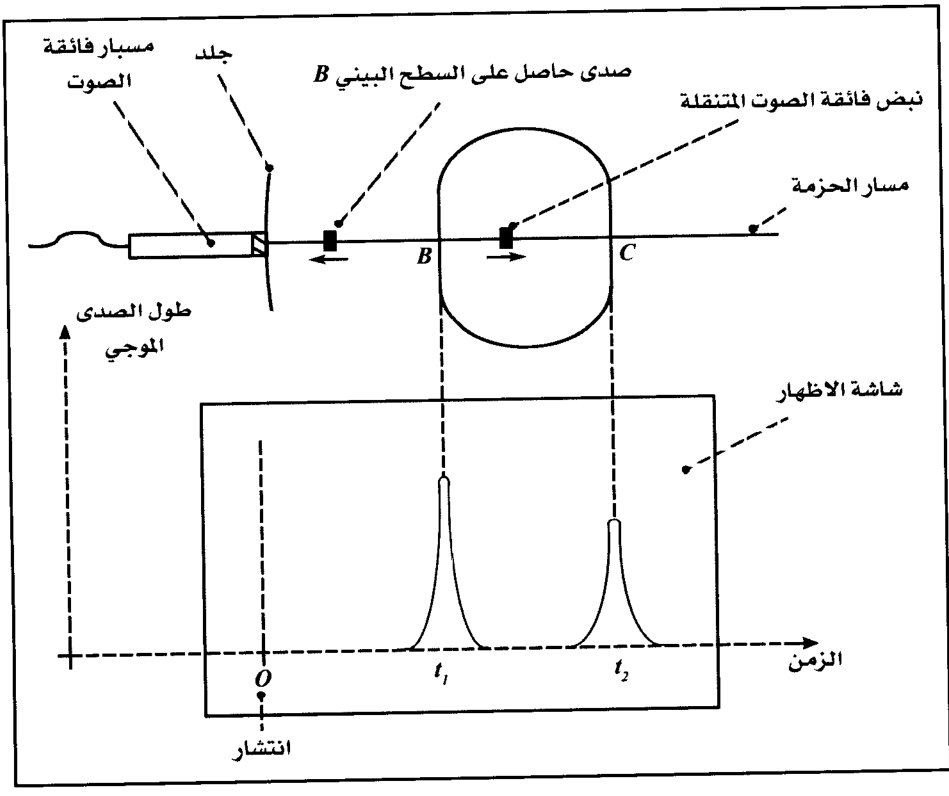
إنَّ العناصر $(R_l - R_n)$ تنتج فروقاً في الطور، بحيث تصل الأمواج المرسلة من مختلف عناصر الكهرانضغاطية إلى النقطة (F) بنفس الطور، كما أنه بتغيير فروق الطور إلكترونياً، نستطيع تغيير البعد المحرقي.

إن السطح البيني النسيجي (لين/عظم) لايسمح بمرور إلا حوالي (30%) من الطاقة الواردة. وهذا يعني بأن بنية مولد الصدى الواقعة خلف العظم توشك أن تكون مستورة بتلك البنية المادية.

وبما أن المرسل والمستقبل مختلفين، فإن السطوح المولدة للصدى والعمودية تقريباً على مسار الحزمة، ستكون هي المكتشفة بوضوح. لذا من الضروري أثناء التشخيص الطبي وضع المجس عمودياً *perpendicular* ما أمكن على محيطات الأعضاء المراد تصويرها.

أ- تخطيط الصدى (*A*) (تخطيط الصدى المطالي-الطول الموجي):

في تصوير الصدى (*A*)، يتم الحصول على الصورة من خلال تمثيل الطاقة الصوتية المنعكسة من بنى مولدات الصدى كتابع للزمن (انظر الشكل 10-7).



الشكل (10-7) تخطيط الصدى *A*

وبعد ذلك يتم تحديد السطوح البينية لمولدات الصدى ابتداءً من قياس الزمن المستغرق بين الإرسال والإستقبال (مفترضين معرفة سرعة الإنتشار). والمقصود بذلك قياس وحيد البعد (على مسار الحزمة التي يفترض أن تكون ثابتة). تستخدم هذه التقنية في صدى-تصوير الدماغ لقياس مكان البنية الوسطية للدماغ ولكشف الأورام الدموية والأورام الأخرى.

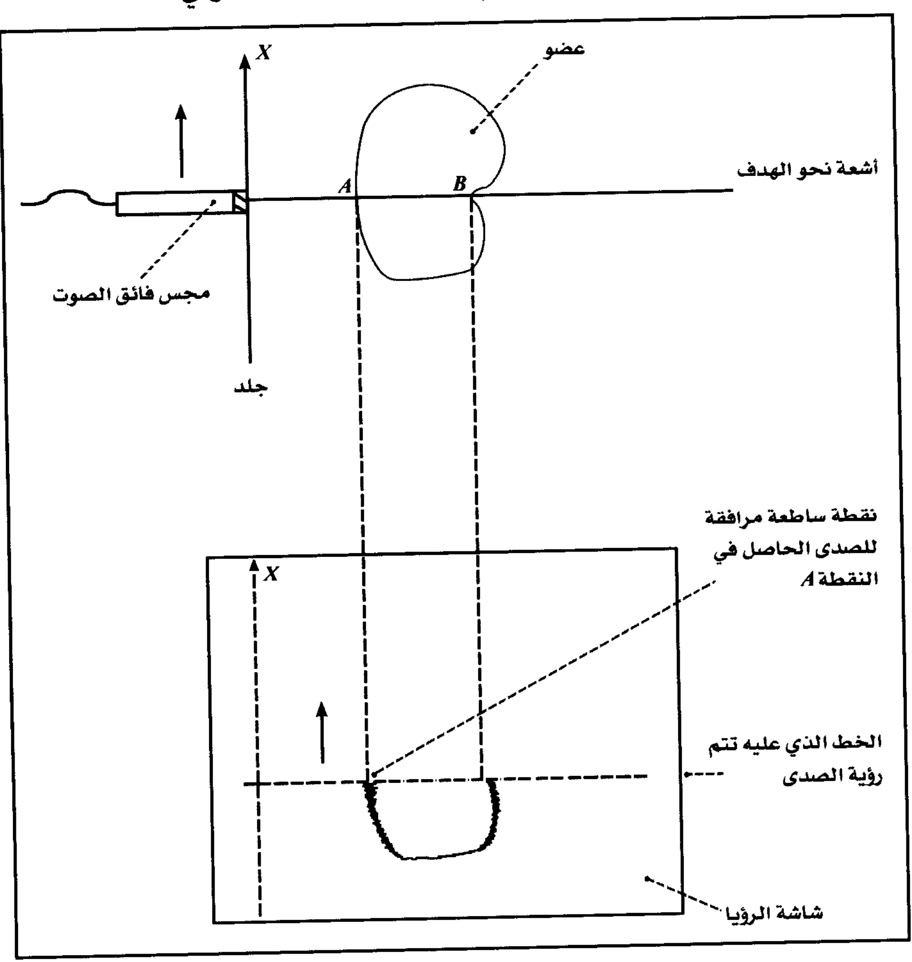
إنه فحص سهل وسريع ويمكن تطبيقه في حالة الإسعاف. كما تسمح هذه التقنية من خلال تحليل الصدى للمنطقه المشتبه بها، بتمييز الوسط المتجانس (إذاً بدون صدى) من الوسط المتباين.

أما في طب العيون: يسمح تخطيط الصدى *(A-scan)* بقياس أبعاد العين والتفتيش عن الأجسام الغريبة.

ب- تخطيط الصدى *(B)* (تخطيط الصدى الساطع):

في هذه الطريقة الإستقصائية، يتم تمثيل الصدى كتابع للزمن *(B-scan)* على شكل نقاط ضوئية، يزداد سطوعها بإزدياد معامل الإنعكاس. ويتم تضخيم الإشاره المستقبلة لكي تعدل تخامد الموجة بالامتصاص. وكلما كان الزمن الفاصل بين إرسال الموجة واستقبال الصدى طويلاً كلما كان التضخيم كبيراً. وكما في تخطيط الصدى *(A-scan)* يمكن تحديد البنى إبتداءً من قياس الزمن بين الإرسال والإستقبال. كما أنه عند تحرك المجس لتتمكن حزمة فائقة الصوت من إستقصاء مستوى ما، عندئذ يمكن الحصول على تمثيل لمختلف بنى مولدات الصدى على شكل قطع والحصول على مايسمى بتخطيط الصدى المقطعي. وإن المستقيم الذي يظهر عليه الصدى يتحرك على شاشة الرؤيا *display monitor* بشكل مماثل لتحرك حزمة فائقة الصوت. وأنه عند تحريك المجس يجب عدم مسح الصدى السابق من الشاشة. هذا ويوجد نوعان لتخطيط الصدى *(B-scan)*.

- تخطيط الصدى (B) عند السرعة المنخفضة كما في (الشكل 11-7) في هذه الحالة، يمكن تحريك المجس يدوياً أو آلياً، والمسح الآلي يسمح بتنفيذ إستقصاء منتظم جداً. إن هذه الطريقة لاتسمح بالحصول على صور واضحة للبنى التي تتغير بسرعة مع الزمن، لذا يطلق عليها إسم تخطيط الصدى السكوني.

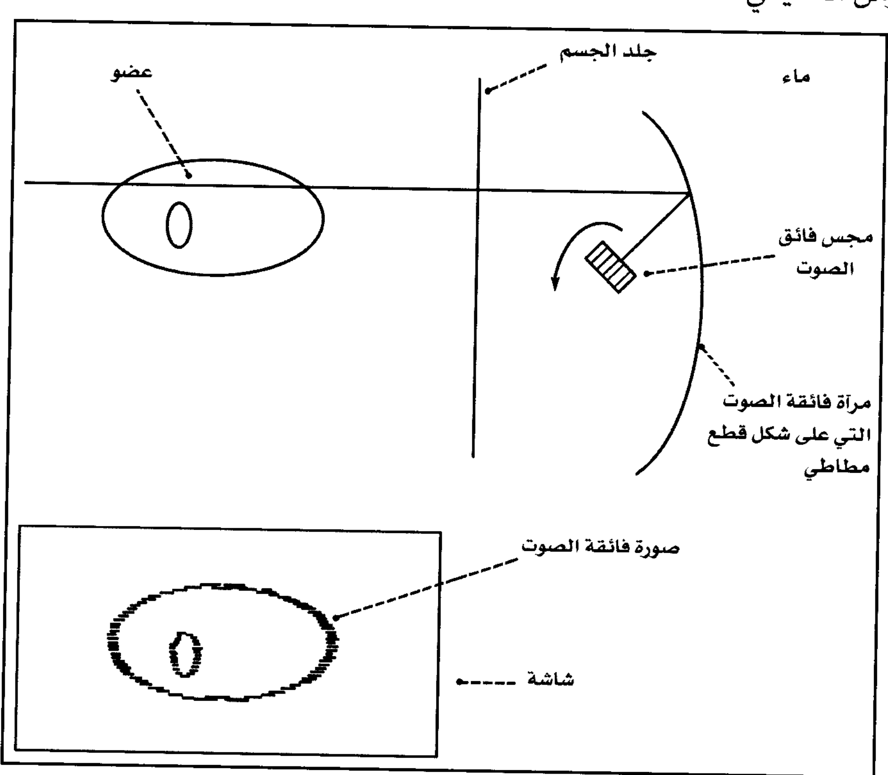


الشكل (11-7) تخطيط الصدى B عند السرعة المنخفضة وأثناء الانتقال المتتالي للمجس

هذا ويوجد ذاكرة إلكترونية وسيطية تظهر الإشارات، كما أنها تقوم بتدوين معلومات تخطيط الصدى بتتابع انتقال المجس.

وهناك نظام ألكتروني يقرأ المعلومات المحفوظة ويظهرها على أنبوبة فيديو وفقاً لمختلف درجات اللون الفضي الجاهزه على النظام.

- تخطيط الصدى (B) عند السرعة الكبيرة والمسمى بتخطيط الصدى في الزمن الحقيقي.

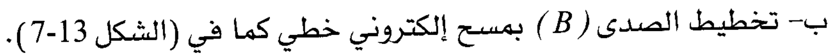


الشكل (7-12) تخطيط الصدى B بمجس دوار

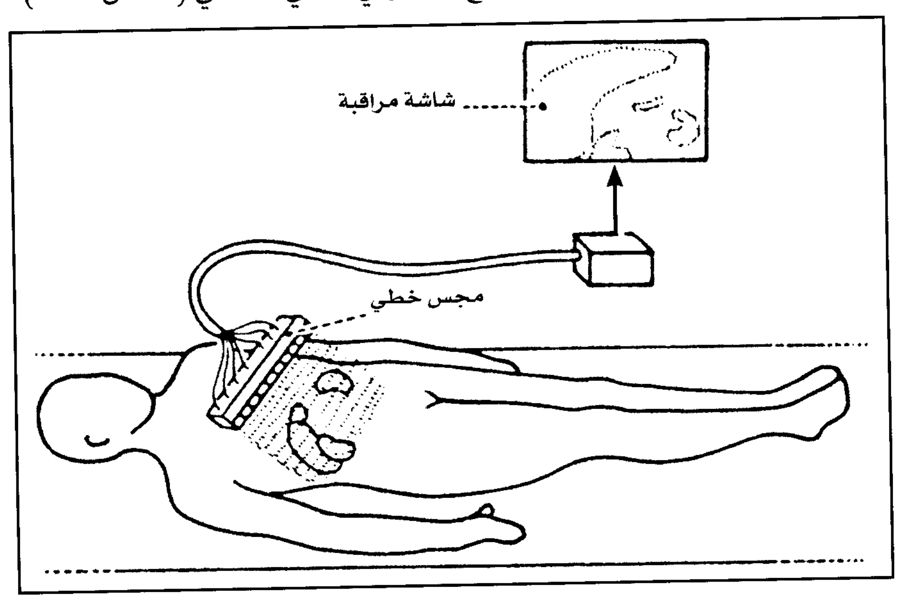
أ-تخطيط الصدى بمجس دوار كما في (الشكل 12-7) في هذه الحالة، يدور محول القدرة لفائقة الصوت في محرق مرآة على شكل قطع مكافئ *ellips* . وأن

الحزمة المرسلة تستطيع أيضاً مسح مستوي قطع. بينما تسلك أمواج فائقة الصوت طريقاً عكسياً.

يسمح هذا النوع من تخطيط الصدى بالحصول من (10 إلى 30) صورة في الثانية. لكن العقبة التي تواجه هذه الطريقة هي استخدام مجس كبير نسبياً موجود في الماء. كما أن انتقال الخط الأفقي الذي يتم عليه تمثيل الصدى على شكل نقاط ساطعة خاصة لدوران المجس.



ب- تخطيط الصدى (B) بمسح إلكتروني خطي كما في (الشكل 13-7).

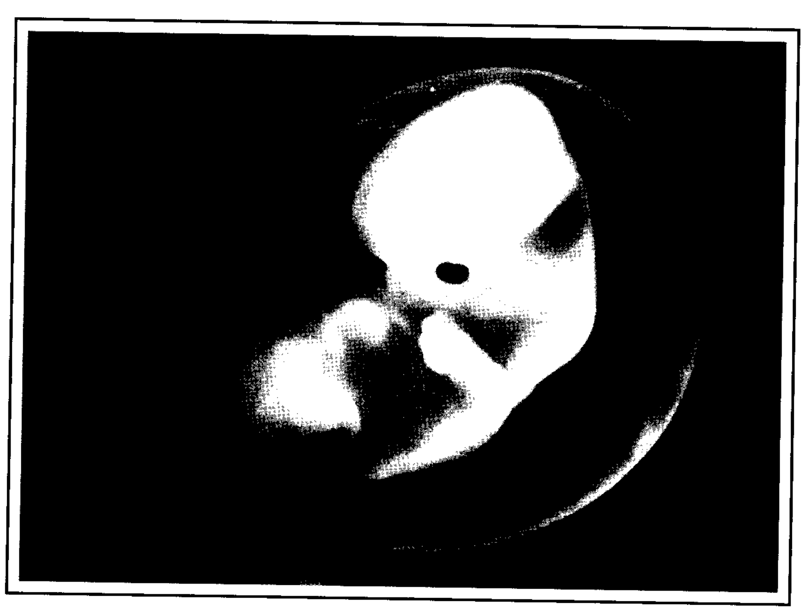


الشكل (13-7) يبين تخطيط الصدى B بمجس تشبيكي خطي

يتكون المجس في هذا النوع من تخطيط الصدى من عدد كبير من كواشف فائقات الصوت بأبعاد صغيرة موضوعة بجانب بعضها البعض (تشبيك خطي). وهناك جهاز ألكتروني يقوم بتنشيط محولات القدرة بالتناوب مما يسمح بالحصول

على الصورة بحوالي *(1/100)* من الثانية. إذ أنه يقوم بإستبدال عناصر الكهرانضغاطية بسرعة كبيرة جداً والحصول على صورة واضحة للأعضاء التي تتغير أبعادها بسرعة مع الزمن.

ولتخطيط الصدى بسرعة كبيرة ضوابط كافية للصور تمكنه من الإستغناء عن الذاكرات الوسيطية، كما أن استمرارية الشبكية تعطي إنطباعاً مستمراً بين الصور، ومع ذلك يتم استخدام ذاكرات ألكترونية *electronic memories* لتخزين بعض الصور التي يتم تحليلها بأزمان مختلفه وبالتفصيل.

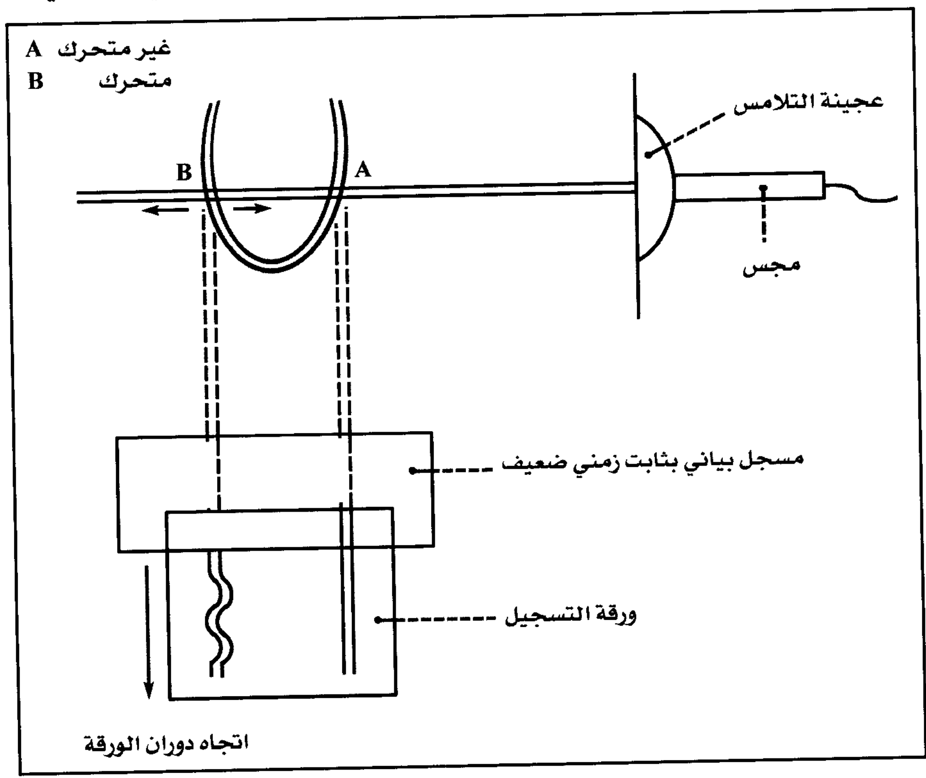


الشكل (14-7) صورة تخطيط الصوت (حمل في الاسبوع ٣٢- مقطع عرضي) حيث نميز على الصوره يد ورأس

وبشكل خاص فإن تخطيط الصدى *(B-scan)* بمسح ألكتروني خطي *linear electronic scan* مهيأ لدراسة الأعضاء المتحركة بسرعة (القلب مثلاً). يسمى هذا

النوع من تخطيط الصدى بتخطيط الصدى التحريكي والذي تزداد الحاجة إليه يوماً بعد يوم. فهو بسيط وسريع وغير خطر ويعطي صوراً مقطعياً عالية الجودة ويستخدم بكثرة في تقصي النسج المرنة ويعتبر مفيداً للغاية في المتابعة المتلاحقة للجنين *fetal case* كما في (الشكل 7-14).

ج- تخطيط الصدى *TM-mode scan* (تخطيط الصدى الزمني-الحركي).



الشكل (7-15) تخطيط الصدى *TM*

المقصود به تخطيط الصدى المشتق من النموذج (*B-scan*)، بحيث يكون المجس ثابتاً، بينما يتحرك حامل التسجيل بتابعية الزمن كما في (الشكل 7-15)

الذي يوضح بأن تخطيط الصدى من هذا النوع لايعطي صورة بنية مولد الصدى، لكن فقط حركة النقاط التي توجد على مسار الحزمة.

إن البنية الساكنة لمولد الصدى ستعطي مستقيماً موازياً لاتجاه تحرك الحامل. وبالتالي فالصدى الوارد من السطوح البينية المتحركة سيعطي منحنيات تمثل حركة بنى مولدات الصدى.

يستخدم هذا النوع من تخطيط الصدى بكثرة قي أمراض القلب لتشخيص شذوذات الصمامات القلبية ولدراسة حركية البطين *allows the dynamics of heart valves to be measured*.

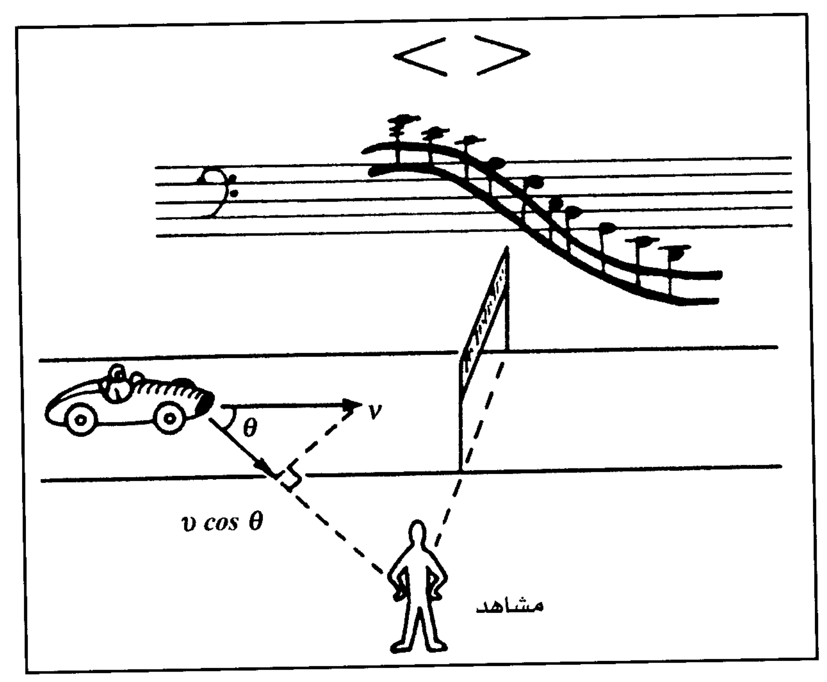
7-4-2 مفعول دوبلر *Doppler effect*:

عندما يتحرك مرسل فائقة الصوت (أومنبع، انظر الشكل 7-16) بالنسبة لوسط الانتشار فإن تردد موجة فائقة الصوت المقاسة بمستقبل ثابت بالنسبة للوسط، لايساوي تردد الإرسال (f). فينتج تغير نسبي للتردد $(\Delta f/f)$ مرتبط بسرعة الصوت في الوسط (c) وبسرعة المنبع (v) على طول اتجاه الموجة من خلال العلاقة التالية:

$$\frac{\Delta f}{f} = \frac{v}{c} \qquad (7\text{-}7)$$

عندما تبقى (v) صغيرة بالنسبة إلى (c).

وبالعكس عندما يتحرك مستقبل فائقة الصوت بالنسبة للوسط الذي تنتشر فيه موجة فائقة الصوت بتردد (f) فإن التردد المقاس يكون هنا أيضاً مختلفاً عن (f). كما أن التغير النسبي للتردد يتبع نفس القانون كما هو في الحالة السابقة.



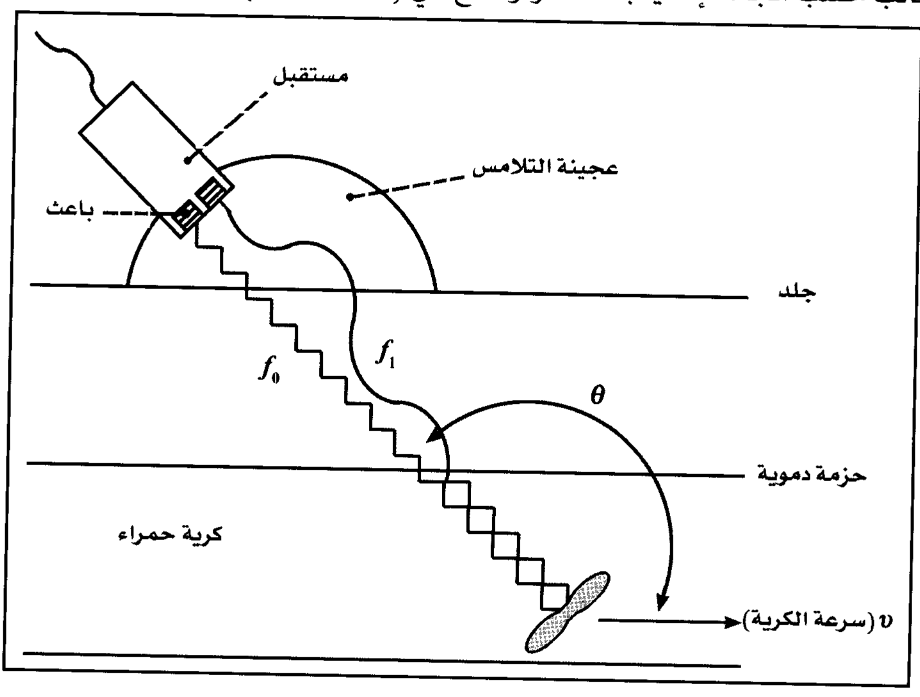
الشكل (7-16) مثال عن مفعول دوبلر

وبالعودة إلى (الشكل 16-7) نرى بأن الأصوات المرسلة من محرك السيارة تكون مزعجة أكثر فأكثر كلما اقتربت السياره أو ابتعدت. وعند مرورها أمام المراقب يكون المقدار $(v \ \cos\theta = 0)$ وبالتالي فالصوت المسموع هو نفسه كما لوكانت السيارة واقفة.

يرتكز جهاز دوبلر المستخدم في التطبيقات الطبية على انعكاس موجة فائقة الصوت بالكريات الحمراء المتحركة وعلى تغير تردد موجة فائقة الصوت المرتبطة بسرعة انسياب *blood fluidity* الدم بالنسبة للمرسل أو للمستقبل.

ويختلف تردد الموجة المنعكسة عن تردد الموجة الواردة بكمية متناسبة مع سرعة كريات الدم *red blood cells velocity*. ونطلق اسم تردد دوبلر *Doppler*

frequency على الفـرق (Δf) بين تردد الإرسـال وتردد الإستـقبـال، وهو مـوجب أو سالب حسب اتجاه الإنسياب كما هو واضح في (الشكل 7-17).



الشكل (7-17) مبدأ جهاز دوبلر

حيث يقـوم المرسل بإرسـال إشـارة بتردد (f_o)، ويقوم المستقبل بإستقبال تردد (f_1) وبالتالي فإن:

$$f_1 = f_o + \Delta f \qquad (7\text{-}8)$$

وإن

$$\Delta f = 2\frac{\upsilon}{c} f_o \cos\theta \qquad (7\text{-}9)$$

فـفي (الشكل 7-17) حيث: $(f_1 \rangle f_o)$ (مثلاً $\theta = 60^o$، $c = 1500\ m/sec$، $\upsilon = 0.5\ m/sec$، $f_o = 1.5\ MHz$) نحصل على:

$$\Delta f = 500 Hz$$

وبالتالي

$$f_1 = 1499.5 KHz$$

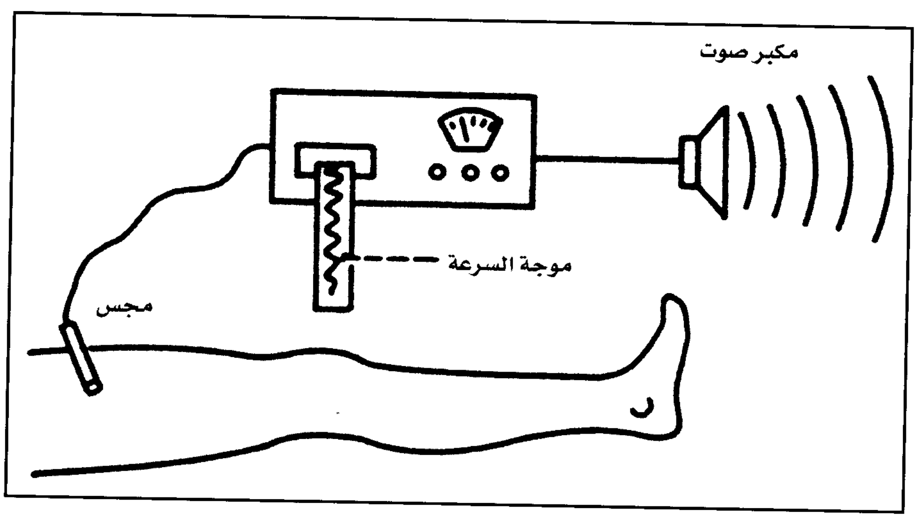
إن معرفة إشارة تردد دوبلر *Doppler shift* (Δf) تسمح بتحديد إتجاه الإنسياب وبما أن سرعة إنسياب الدم متغيرة أثناء الدورة القلبية، فإن تردد دوبلر يتغير تماماً مثلها. هذا ويوجد نوعان رئيسيان لجهاز دوبلر.

أ- جهاز دوبلر بإرسال مستمر Doppler instrument ac transmitting:

في هذا النوع من الجهاز، يتم إرسال موجة جيبية مستمرة بإتجاه المنطقة الوعائية المراد فحصها. وبما أنه عند لحظة محددة تتغير سرعة كريات الدم تبعاً لمكان تواجدها في المقطع العرضي للوعاء الدموي *cyclical variation of blood velocity be monitered*، فإن تردد دوبلر سيتوافق مع سرعة جميع كريات الدم الواقعة على مسار حزمة فائقة الصوت *Doppler shift is proprtional to the reflector or scatterer velocity*. لذا ستكون الإشارة المستقبلة دورية لكنها ليست جيبية. وأنه عند إعطاء السرعات اللحظية للدم في الأوعية الدموية والترددات المستخدمة، فإن ترددات دوبلر عندئذٍ تبقى تقريباً ضمن مجال الترددات المسموعة أثناء الدورة القلبية. كما أنه أثناء فحص دوبلر يتم استخدام مقياس التردد الذي يقوم بتسجيل الإشارة المتناسبة مع تردد دوبلر (موجة السرعة).

ونعرف موجة السرعة *velocity wave form* على أنها إشارة متناسبة مع تردد دوبلر، فهي تميز سرعة كريات الدم. كما أن دورها يساوي لدور القلب *heart pulse* وأن متوسطها متوافق مع السرعة المتوسطة للدم وتكون متزايدة في مستوي التضيق.

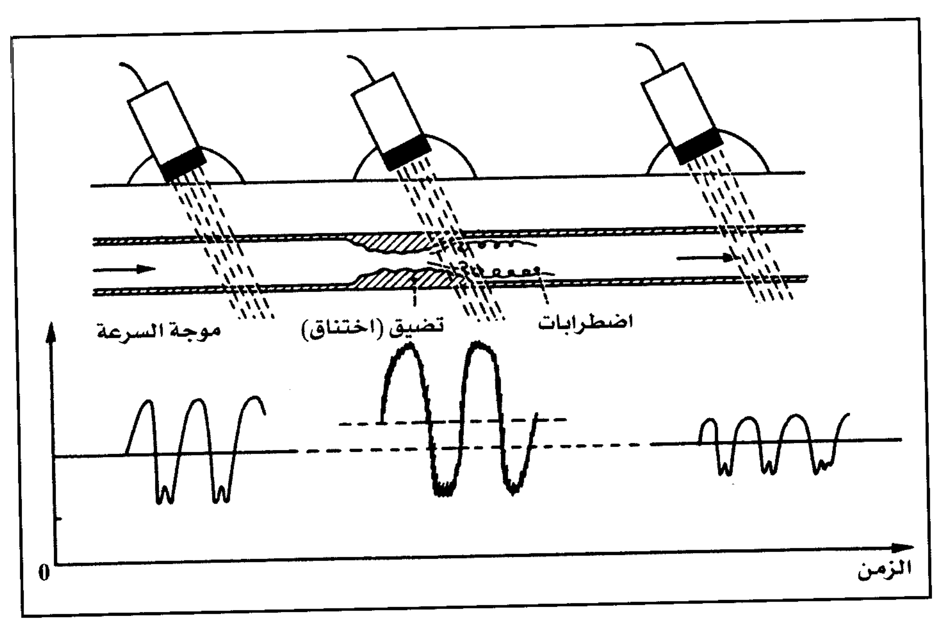
كما يتم أيضاً استخدام نظام إصغاء بمكبر صوت *microphone amplifier* يسمح بالحصول على معلومات نوعية عن حالة الإنسياب المدروس انظر (الشكل 18-7).



الشكل (18-7) فحص باستخدام جهاز دوبلر

إن تطبيقات جهاز دوبلر بإرسال مستمر عديدة، لاسيما في دراسة جهاز دوران الدم. وأن أحد الأهداف الرئيسية لفحص دوبلر هو التفتيش عن الإنسدادات الجزيئية للأوعية الدموية (تضيقات) *blood arteries narrowing*. وأنه بتحريك المجس على طول الجزء الوعائي المشتبه به مع الإحتفاظ به ما أمكن بزاوية ثابتة، نسجل أمواج السرعة الدموية.

ففي مؤخرة التضيق، يتناقص النبض *decreasing in pulse*. أما في مستوي التضيق، نلاحظ تزايداً في سعة موجة السرعة *wave amplutude increasing* الموافقة لتزايد السرعة المتوسطة. وأن وجود اضطرابات يترجم بمركبات عالية التردد تظهر على الإشارة المسجلة، انظر (الشكل 19-7).



الشكل (7-19) جهاز دوبلر

ب- جهاز دوبلر بإرسال نبضي ***Pulses Duppler instrument***:

في هذا الجهاز، توجد مجموعة إلكترونية تسمى (حامل إلكتروني) تسمح بإنتخاب فقط الجزء الوارد من الصدى من حجم يمكن ضبطه بالطول والموضع بالمقارنة مع الكاشف.

وبموجب تعيير *calibration* هذا الحامل، يكون ممكناً تحديد مواضع جدران الأوعية الدموية (تقدير قطرها) وكشف توزع السرعات نقطة بنقطة. وهكذا نرى بأن هذه الأجهزه تسمح في بعض الحالات بتقدير تدفق الدم في الوعاء الدموي الذي نقوم بدراسته.

7-4-3 التطبيقات العلاجية لفائقات الصوت ***Ultrasound therapy usage*** :

تستخدم فائقات الصوت أحياناً في معالجة بعض إصابات العضلات الوترية أو العظمية من خلال تأثيرها الحراري والميكانيكي *thermal and mechanical effects*.

الفصل
الثامن

الفيزياء النووية

Nuclear Physics



8-1 بنية النواة *Nucleus structure*:

تتكون نواة الذرة من بروتونات *protons* ونترونات *neutrons* كتلها هي:

$$m_p = 1.673 \times 10^{-27} kg = 1.007277u$$ (كتلة البروتون)

$$m_n = 1.675 \times 10^{-27} kg = 1.008665u$$ (كتلة النيترون)

و (u) هنا هي عبارة عن وحدة القياس الذري الكتلي *atomis mass units*.

كما أن شحنة البروتون هي $(+e)$ بينما النترون فهو غير مشحون. إنّ العدد الذري لعنصر ما هو عدد بروتونات نواة ذرة هذا العنصر. وأن البروتونات والنترونات تسمى معاً نيكلونات *nucleons* أو نويات.

وعلى الرغم من أن جميع ذرات عنصر ما تملك نفس عدد البروتونات في نواها إلا أن عدد النترونات يمكن أن يكون مختلفاً.

وهذا مايقودنا للحديث عن النظائر للعنصر الواحد *isotope* هذا العنصر، أن رموز النظائر تكتب على الشكل التالي:

$$^{A}_{Z}X$$

حيث تشير الأحرف إلى:

X : الرمز الكيميائي للعنصر *chemical symobl*.

Z : العدد الذري للعنصر *atomic number* ويساوي إلى عدد بروتونات النواة.

A : العدد الكتلي للنظير *isotopc mass number* ويساوي إلى (عدد البروتونات + عدد نيترونات) النواة.

إذاً نظائر العنصر الواحد تمتلك عدداً متساوياً من البروتونات، وعدداً مختلفاً من النترونات.

8-2 طاقة الارتباط *Binding Energy*:

إن كتلة ذرة واحدة من المادة هي دائماً أصغر من مجموع كتل النترونات والبروتونات والالكترونات التي تكونها وأن الطاقة المكافئة لنقص الكتلة في الذرة تسمى طاقة ارتباط النواة، وأنه كلما كانت طاقة الارتباط كبيرة، كلما كانت النواة أكثر استقراراً. ويمكن حساب نقص الكتلة (Δm) لنواة مكونة من عدد (Z) بروتون وعدد (N) نترون إبتداء من كتلتها الذرية (m) وذلك باستخدام العلاقة التالية:

$$\Delta m = (Zm_H + Nm_n) - m$$

حيث إن:

m_H : كتلة ذرة الهيدروجين (المكونة من بروتون والكترون فقط).

وهي تساوي:

$$m_H = 1.007825u$$

وبغية إيجاد طاقة الإرتباط بوحدة القياس المستخدمة عادة وهي الميغا الكترون فولت (MeV)، فإن (Δm) يمكن أن تضرب بعامل التحويل:

$$931\frac{MeV}{u}$$

8-3 القوى الرئيسية في النواة *The basic nuclear forces*:

إن القوة ما بين النيكلونات المحافظة على جملة النواة الذرية بالرغم من القوى الكهربائية التنافرية التي تطبقها البروتونات على بعضها البعض، هي محصلة ما نسميه التأثير المتبادل لمجموع القوى، إنه تأثير تبادلي أساسي كالتأثير المتبادل

التجاذبي أو الكهرومغناطيسي وأنه لا يمكن تفسير أي منها بتابعية أي واحد آخر مهما كان.

كما أن التأثير المتبادل لا يملك إلا إمكانية ضعيفة بعكس التأثيرات المتبادلة التجاذبية الكهرومغناطيسية، لذا فإنه غير فعال إلا داخل النوى.

هذا ويوجد تأثير متبادل آخر بين النوى يسمى التأثير المتبادل الضعيف، وهو المسؤول عن إصدار أشعة بيتا *beta radiation emmision* وأن هناك معلومات حديثة تشير إلى أن التأثير المتبادل الضعيف يمكن أن يكون مصدر الكهرومغناطيسية وليس تأثيراً متبادلاً أساسياً كما كان يعتقد عند ظهور مثل هذه المعلومات الحديثة.

8-4 التفاعلات النووية *Nuclear reactions*:

تستطيع النوى أن تتحول إلى أنواع مختلفة وذلك بتفاعلها مع بعضها البعض بتفاعلات بينها. وبما أن النوى جميعها مشحونة إيجاباً، فإن أي اصطدام عالي الطاقة بين نواتين قريبتين من بعضهما البعض بغية التأثير المتبادل بينهما وهذا شرط أساس لحدوث التفاعلات النووية. ولابد من الإشارة هنا إلى أن النيترون الذي لا يملك شحنة يستطيع أن يثير تفاعلاً نووياً حتى وإن كان يتحرك ببطء.

وأخيراً لابد من التأكيد على أن العدد الكلي لنيترونات، وكذلك العدد الكلي لبروتونات المركبات يجب أن يكون مساوياً إلى الأعداد الكلية الموافقة للأجسام المتفاعلة.

8-5 الانشطار والاندماج *Nuclear fission and fusion*:

تمتلك النوى ذات الحجم المتوسط أكبر طاقات ارتباط لكل نيكلون وتكون أكثر

استقراراً من النوى الثقيلة أو الخفيفة. هذا ونطلق على انقسام نواة ثقيلة إلى نوى أخف مع تحرير طاقة حرارية اسم الانشطار النووي *nuclear fission*، فبعض النوى الضخمة كاليورانيوم $({}^{235}_{92}U)$ تخضع للانشطار عندما تمتص نيتروناً. وأنه عندما تحتوي مركبات الانشطار عدة نيترونات بالاضافة إلى نوى متولدة ينتج تفاعل بسلاسل حيث إن كل انشطار يمكن أن يقود إلى واحد أو عدة انشطارات جديدة وأنه إذا لم يمكن التحكم بهذا التفاعل فإنه ينتج قنبلة ذرية *atomic pump*، أما إذا أمكن التحكم به بحيث إن سرعة انتاج الحوادث تكون ثابتة، فإننا نحصل في هذه الحالة على مفاعل نووي *nuclear reactor* يفيد كمنبع طاقة لإنتاج الكهرباء أو دفع البواخر، أو أي استخدام سلمي آخر.

ملاحظة:

إن كل (3.1×10^{10}) مرة انشطار يحرر طاقه قدرها واحد جول. وأن انشطار جميع النوى المحتواة في واحد غرام يورانيوم (235) يحرر طاقة تساوي إلى الطاقة المتحررة من احتراق (2.6) طن كربون.

8-6 الإندماج النووي *Nuclear Fusion*:

الإندماج النووي هو عبارة عن اتحاد نواتين أو أكثر لتتشكل نواة أكثر ثقلاً، حيث تكون طاقة ارتباط النيكلون أكثر قوة ويرافق ذلك تحرير طاقة وأنه بغية تحريض تفاعل الاندماج يجب أن تتحرك النوى الأولية بسرعة عند دخولها في التصادمات وذلك بهدف التغلب على قوة التنافر الكهربائية المتبادلة بينها، ويعتبر الاندماج النووي مصدر طاقة الشمس والنجوم، حيث إن درجة الحرارة العالية بداخلها تعني بأن النوى تمتلك سرعات مرتفعة تقارب سرعة الضوء وكذلك فإن الضغط المرتفع يشير أيضاً إلى أن التصادمات النووية تحدث بكثرة.

ولتشغيل القنبلة الهيدروجينية نقوم أولاً بتفجير قنبلة الانشطار *fission pump* بغية انتاج الحرارة والضغط المرتفع الضروري لانتاج تفاعلات الاندماج. والمشكلة المطروحة هي كيفية بناء مفاعل بالاندماج بغية انتاج طاقة يمكن التحكم بها، تتركز على ايجاد طريقة لاحتواء مزيج نظائر مناسبة ساخنة وكثيفة وخلال زمن كافٍ بغية انتاج واضح للطاقة.

ملاحظة:

من أجل كتلة هليوم محددة تكون الطاقة المتحررة بالاندماج أكبر بعشرة مرات من تلك المتحررة بانشطار نفس الكتلة من اليورانيوم وهي أكبر (200) مليون مرة من تلك المتحررة من احتراق نفس الكتلة من الكربون.

8-7 النشاط الاشعاعي *Radioactivity*:

إن بعض نوى العناصر المشعة تكون غير مستقرة *excited*، وتخضع لتفككات فعالة إشعاعياً *deformation*، لتتحول إلى أكثر استقراراً. هذا، و يوجد أربع نماذج للتفكك الفعال إشعاعياً وهي:

1- اشعاع الفا *Alpha radiation* وخلاله يتم اصدار نواة الهليوم المكونة من نيترونين وبرتونين وأن تفكك ألفا يحدث في نوى كبيرة جداً لتصبح بعد ذلك نوى مستقرة.

2- اشعاع بيتا *Beta radiation decay*، وفيه يتم اصدار الكترون واحد، وذلك عند تحول أحد نيترونات النواة ذاتياً إلى بروتون، كما أن تفكك بيتا يحدث في نوى تكون فيها نسبة النيترونات إلى البروتونات كبيره وذلك بغية تأمين استقرارها.

3- التقاط الالكترونات *electron capture*، وفيه يتم امتصاص أحد الالكترونات الداخلية للذرة بأحد بروتونات النواة بغية تشكيل نيترون.

كما أن التقاط الالكترونات يحدث في نوى حيث تكون نسبة النترونات إلى البروتونات ضعيفة جداً وذلك بغية تأمين استقرارها.

4- تفكك غاما *Gama radiation decay*، وفيه يتم اصدار اشعاع غاما (موجة كهرومغناطيسية طولها الموجي أقصر وطاقتها الكوانتية *Quantume energy* أكبر من طاقة أشعة إكس) من نواة تملك طاقة فائضة، وهو يتم غالباً بعد حدوث أحد تفككات النماذج الأخرى كما أن تفكك غاما لا يغير من طبيعة النواة.

8-8 الدور (أو نصف العمر) *Half Life Period*:

يعرف دور نظير فعال اشعاعياً *half life of radioactive isotope* على أنه الزمن الضروري لتفكك نصف الكمية البدائية عند الزمن صفر، فإذا كان دور نظير ما هو خمس ساعات مثلاً وكانت الكمية البدائية لمادته تساوي (*100 gm*) فإنه بعد خمس ساعات يبقى منها (*50 gm*) غير متفكك، وبعد عشرة ساعات يبقى (*25 gm*)، وبعد (15) ساعة يبقى (*12.5 gm*) وهكذا دواليك.

ونعبر عن فترة نصف العمر ($T_{1/2}$) بالمعادلة الرياضية التالية :

$$T_{1/2} = \frac{0.693}{\lambda} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

ويمكن تحديده من دراسة الخط البياني لانحلال العنصر الاشعاعي *decay curve*.

وهو لا يتعلق إلا بالتفاعل المدروس. وحيث إن (λ) ثابت التفكك الاشعاعي

decay constat وهو مميز للتفاعل المدروس. ونشير أيضاً إلى أن قانون التفكك الاشعاعي يأخذ الصيغة الآتية:

$$N = N_o \cdot e^{-\lambda t}$$

حيث

N_o : عدد النوى الأولية *initial number of atoms* القابلة للتفكك في اللحظة $t = o$.

N : عدد النوى غير المتفككة *the remaining number of atoms* في اللحظة (t).

(انظر الشكل 1-8).

وأن نشاط عينة إشعاعياً هو عبارة عدد التفككات الحاصلة في ثانية واحدة ويعبر عنه بالبيكريل *Becquerel* (تفكك واحد في الثانية =*1Bq*) وهو الاسم الذي كان يطلق على اشعاعات الفا و بيتا و غاما الصادرة عن المواد المشعة ويعبر عنها بالعلاقة التالية:

$$a = a_o \times e^{-\lambda t}$$

وأن :

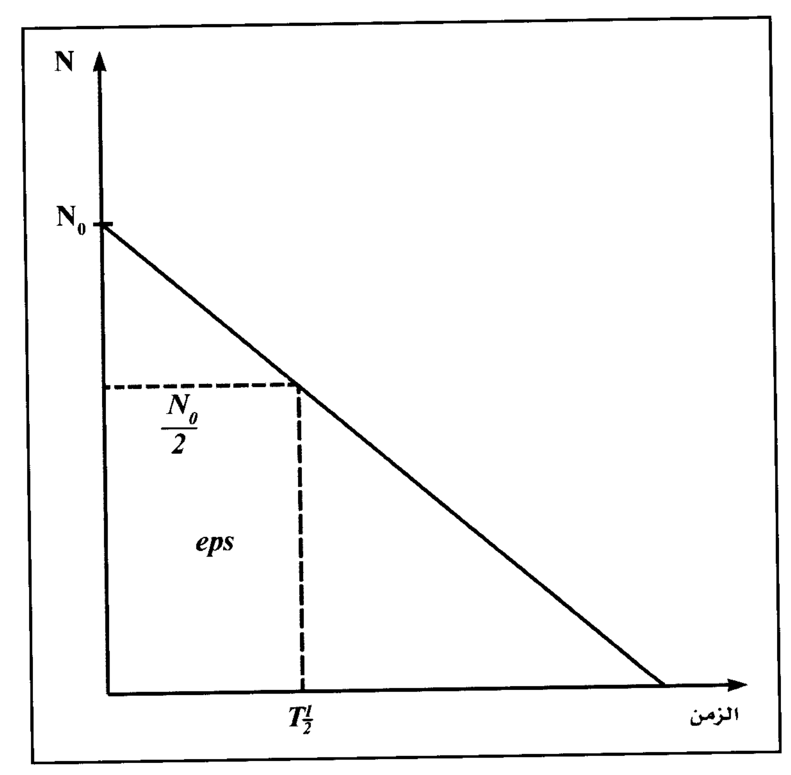
$$a_o = \lambda N_o$$

حيث :

a_o : النشاط البدائي *rate of production of the active material* أي في اللحظة $t = 0$.



a : النشاط *the induced activity* في اللحظة (t).



الشكل (1-8) الخط البياني لتحلل الإشعاعي

ومن المناسب أن نشير هنا إلى ثابت آخر وهو متوسط أو معدل العمر للعنصر المشع *mean life time* ونشير له بالحرف الاتيني (τ)، حيث إن العلاقة بين ثابت التفكك الاشعاعي والذي اشرنا له باستخدام الحرف اللاتيني (λ) هي :

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{T_{1/2}}{0.693}$$

الفصل

التاسع

التأثير المتبادل مابين الأشعة والمادة

Mutual Interaction Between Radiation & Matter



9-1 مقدمة *Introduction*:

يتعلق الأثر البيولوجي *biological effect* الحاصل بسبب تعرض المادة الحية للأشعة بطبيعة الأشعة *radiation nature* وبمقدار الطاقة الممتصة *absorpted energy*.

إن الهدف من قياس الجرعة الاشعاعية *radiation dose* هو تحديد مقدار الطاقة الممتصة، وذلك للأسباب التالية:

1- تقدير الخطر المحتمل من استخدام تقنيات التشخيص للأشعة المؤينة.

2- تقدير آثار العلاج على النسج الورمية وكذلك على النسج السليمة المجاورة.

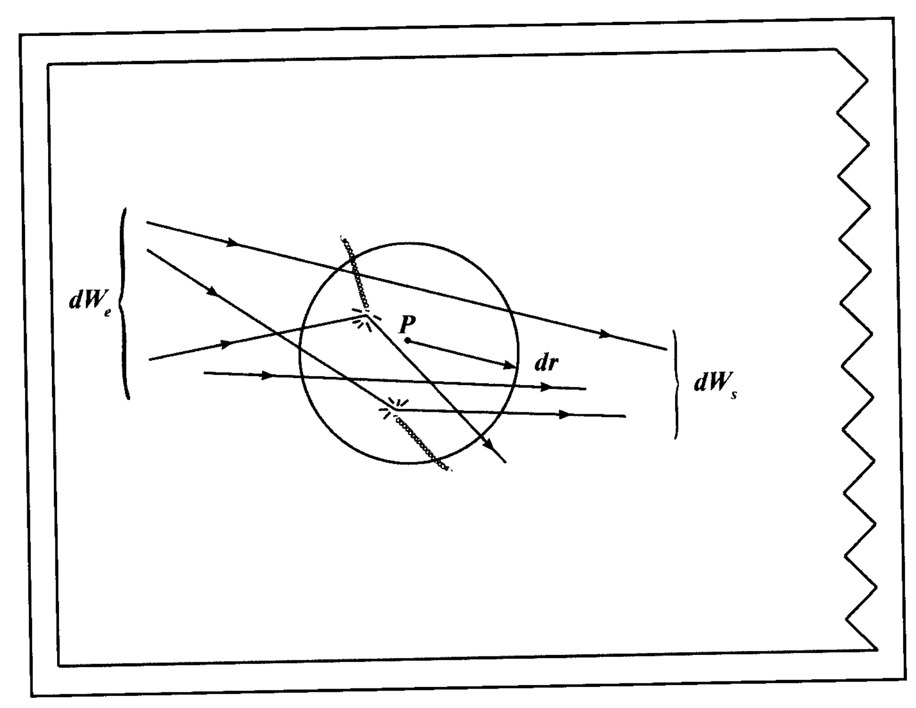
3- تحديد نوع الحماية من الأشعة بشكل فردي أو جماعي.

وفي جميع الحالات عندما تلاقي الأشعة المادة وتبدأ باجتيازها تفقد تدريجياً طاقتها محدثة فيها تأيناً *ionization* على امتداد مسارها وتنتهي بالتوقف.

ويكون هذا التأين مباشراً في حالات الأشعة الفا $(\propto)$ أو بيتا (β) وغير مباشر في حالة أشعة غاما (γ)، يسمح هذا التأين بكشف الأشعة وامتصاصها وبشرح التأثيرات على الكائنات الحية، وبغية تحديد المقدار الكمي للأشعة الممتصة سنتعرض لبعض المفاهيم الأساسية *basic concepts* المستخدمة في الوقاية الاشعاعية *radiation protection*.

1- مفهوم الكيرما:

لنأخذ كرة من داخل مادة متجانسة معرضة للاشعاع، نصف قطرها *radius* (dr) وكتلتها *mass* (dm) ومركزها (P) انظر (الشكل 1-9).



الشكل (9-1)

فخلال مدة التعرض للأشعة فإن بعض الفوتونات تدخل الكرة فتنقل طاقة كلية *total energy* مقدارها (dW_e) ، كما أنه خلال نفس المدة يخرج من الكرة إما فوتونات تجتازها بدون تأثير متبادل وإما فوتونات مشتتة ناتجة عن التأثير المتبادل ما بين الفوتونات الواردة وذرات الكرة.

لتكن (dW_s) الطاقة الكلية للفوتونات *total photons energy* التي تخرج من الكرة وأن الفرق: $(dW_d = dW_e - dW_s)$ يمثل الطاقة المنقولة بالفوتونات الواردة على المادة حيث لا نأخذ بعين الاعتبار إلا الانتقالات التي تحدث داخل الكرة. وأن هذه الطاقة ستوجد على شكل طاقة حركية *kinetic energy*، منقولة إلى الالكترونات، وفقاً لأيٍ من (التأثير الكهرضوئي *photo-electric effect*، تأثير

كمبتون *Compton effect*) أو الازواج الكترونات - بوزيترونات *electron-position* *pairs* ونطلق اسم كيرما على المقدار: $\left(K = \frac{dW_d}{dm}\right)$ ويعبر عن الكيرما بوحدة القياس الغري *Gy (gray)*.

$$Gy\ (1Joule/kg = 1Joule \cdot kg^{-1})$$

وتستخدم غالباً وحدة أخرى هي الراد *radiation absorbed effect (Rad)* ويساوي إلى $(100 erg/gr)$.

$$(1rad = 10^{-2} gray)$$

ومن المعروف أيضاً أن الارغ *Erge* من أجزاء الجول.

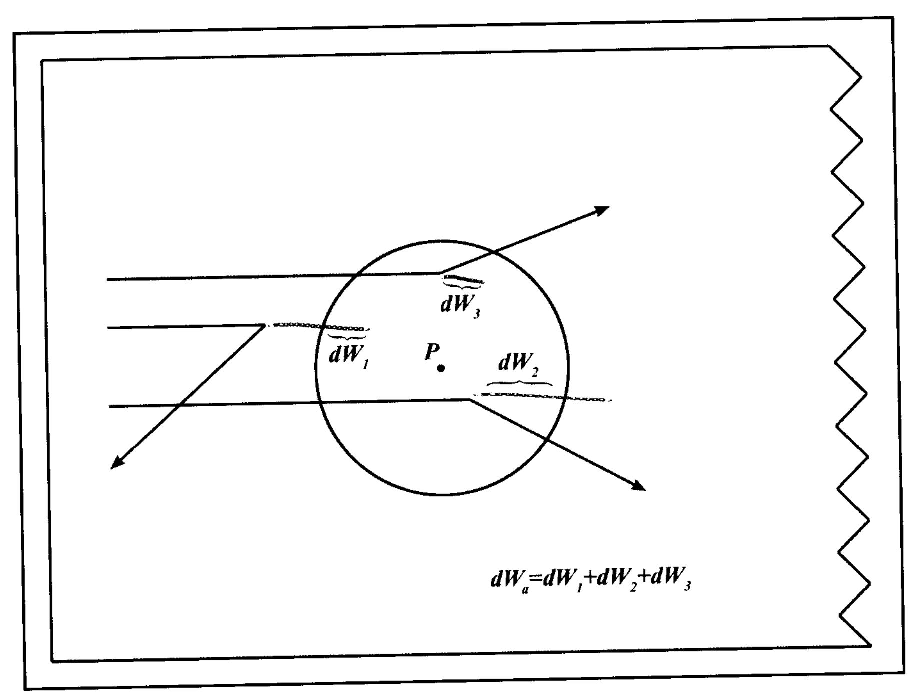
$$(1 joule = 10^{7} erg)$$

2- مفهوم الجرعة الممتصة *The absorbed dose concept*:

إن الطاقة الحركية (dW_d) المتروكة للالكترونات والبوزيترونات داخل الكرة من العنصر المعرض للإشعاع ستكون ممتصة (تهيج وتأين) جزء منها داخل الكرة والجزء الآخر خارجها.

ولتكن (dW_a) الطاقة الممتصة *absorbed energy* داخل الكرة من العنصر ابتداء من الالكترونات الموضوعة في حالة حركة إما داخل الكرة أو خارجها تأمل (الشكل 9-2).

إننا نطلق تعبير "جرعة" ممتصة *absorped dose* على النسبة $(D = dW_a/dm)$ وكما هو الحال في حالة الكيرما فإن (D) تقاس بوحدة الغري أو الراد.



الشكل (2-9) الطاقة الممتصة

كما أنه عندما تكون أبعاد المادة محدودة ، وإذا كانت النقطة (P) بعيدة عن وجهي دخول وخروج الحزمة (بالنسبة للمسار الحر المتوسط للالكترونات الثانوية *mean free path*)، وإذا كان تخامد الحزمة الواردة مهملاً فإن شروط التوازن الالكتروني عندئذٍ محققة والكيرما تساوي الجرعة الممتصة وبالفعل يوجد توازن مابين الطاقة المنقولة في الكرة والممتصة خارجها والطاقة المنقولة خارج الكرة والممتصة داخلها.

وعملياً نفترض دائماً تحقيق هذه الشروط من التساوي بين الكيرما و الجرعة الممتصة. ويعبر حالياً عن كيرما الهواء بعدد التأينات في الهواء *ioization times* التي تنتجها الطاقة المنقولة وهذا هو عبارة عن التعرض للحزمة.

3- التعرض للأشعة *Exposure to Radiation*:

إن وحدة قياس التعرض في النظام الدولي هي الكولومب في الكيلو غرام (C/kg) وتستخدم أيضاً وحدة أخرى هي الرونتيجن *Roentgen* (R) وهو يوافق انتاج واحد وحدة كهرباء ساكنة $(C.G.S)$ بشحنات كل إشارة في واحد سنتيمتر مكعب هواء عند الشروط العادية من الضغط ودرجة الحرارة.

يوافق واحد رونتينجن إلى انتاج (1.6×10^{12}) زوج ايونات في واحد غرام هواء، أو أيضاً إلى $(2.56\times 10^{-4}\,C/kg)$ في النظام الدولي. كما أن انتاج زوج من الايونات في الهواء يتطلب وسطياً طاقة قدرها $(34eV = 5.44\times 10^{-18}\,J)$ وأن حزمة أشعة بواحد رونتينجبن تملك في الهواء كيرما تعادل:

$$K = 1.6\times 10^{12}\times 5.44\times 10^{-18}\times 10^{+3}\,Joules/kg \text{ (هواء)}$$

إذاً: (في الهواء)

$$1(R) = 87\times 10^{-4}\,Gy = 0.87\,Rad$$

4- مكافئ الجرعة *Dose Equalizer*:

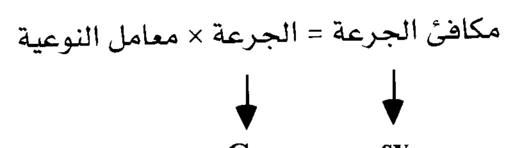
إن التأثيرات البيولوجية للاشعاع لا تعتمد فقط على كمية الطاقة، بل تعتمد أيضاً على نوع الاشعاع الذي يتحدد بنوعية الجسيم المشع، فجسيمات غاما (γ) مثلاً تمتلك قدرة تدميرية أكثر من الجسيمات الأخرى ذات الطاقة الأقل فعند طاقة متساوية، لا تكون جميع الجسيمات مؤينة وكل نوع من الجسيمات يرتبط بمعامل النوعية *Quality factor* واختصاراً نشير له (Q) الخاص به (انظر الجدول 1-9).

Quality Factory $Q\ (SV.Gy^{-1})$	*Particle* جسيم
20	($\propto$) - *Alpha*
1	(β) - *Beta*
1	(γ) - *Gama*
1	(X) - *X-ray*

جدول (9-1)

إن مكافئ الجرعة مقاساً بالسيفرت هو عبارة عن حاصل ضرب الجرعة الممتصة مقاسة بالغري بمعامل النوعية مقاساً بالسيفرت لكل غري أي أن :

مكافئ الجرعة = الجرعة × معامل النوعية



أي أن وحدة مكافئ الجرعة في النظام الدولي للقياس هي سيفرت (*SV*)

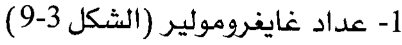
أما عندما تؤخذ وحدة الجرعة الممتصة بالراد، فإن وحدة مكافئ الجرعة عندئذٍ هي الريم (*Rem*).

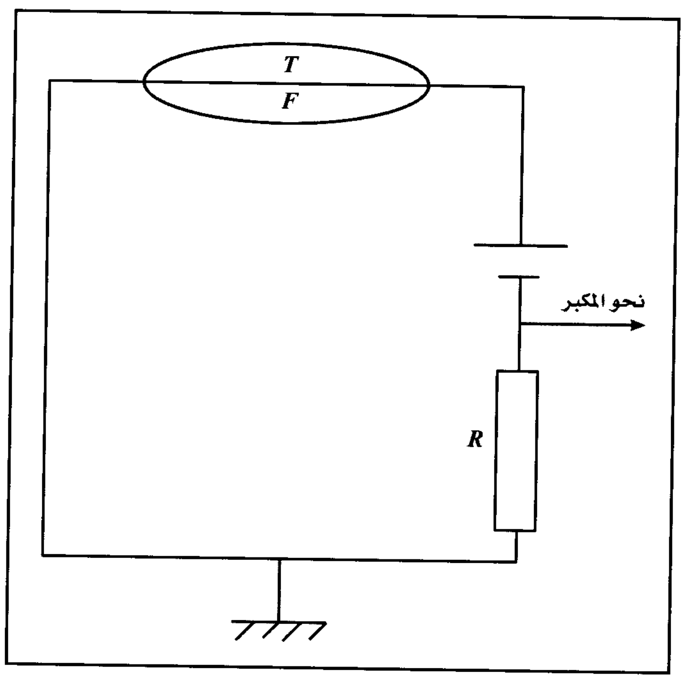
حيث :

$$1SV=100\ Rem$$

9-2 الكشف الإشعاعي *Radioactive Detection*:

الكواشف المستخدمة *detectors* كثيرة، وسنتعرض فقط إلى عداد غايغرمولر *Greiger-muller detector* والعداد الوميضي *The seintillation detector* .



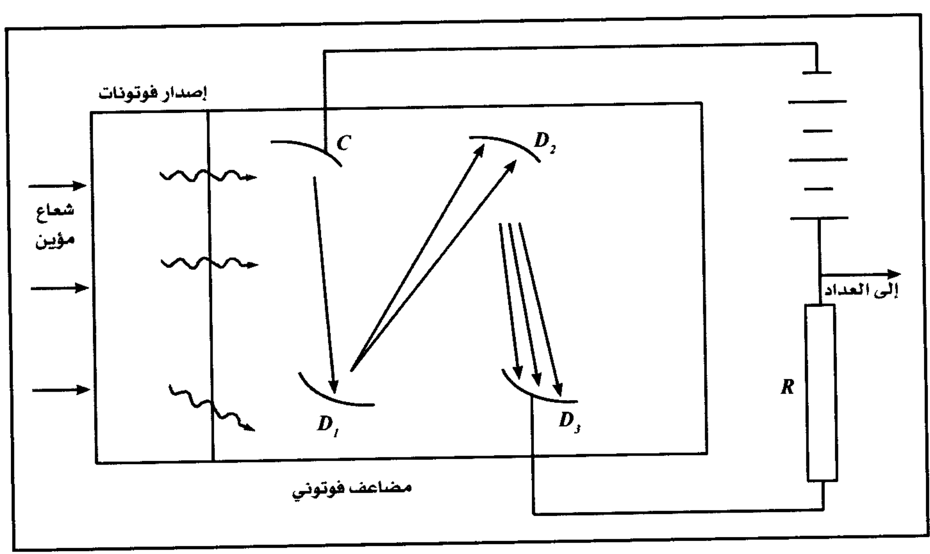


الشكل (3-9) عداد غايغر

هو عبارة عن مكثف *capacitor* لوحيه مكونين من انبوب على شكل حرف (T) وسلك محوري (F)، المعدنيين ومولد يؤمن فرقاً في الجهد مقداره (V_{FT}) من مرتبة $(1KV)$، وناقل مقاوم (R) موجود في الدارة. وأن الفولتية بين طرفيه تمر عبر مكبر صوت أو على عداد نبضات *pulses counter*.

فعندما يكون الغاز داخل الأنبوب غير مؤين إذاً فهو عازل وبالتالي لا يمر تيار في الدائرة. ولكن عندما يجتاز الغاز شعاع مؤين، تظهر إلكترونات وايونات مسرعة بفرق الجهد (V_{FT}) محدثة تأيناً على شكل شلال. ويتفرغ المكثف الكهربائي، والتيار الناتج يولد بين طرفي المقاومه جهداً نبضياً مرسلاً إلى عداد أو إلى مكبر صوت.

2- العداد الوميضي *The seintillation detector* (الشكل 4-9)



الشكل (4-9) المضاعف الفوتوني

تمتلك بعض المواد كالبوليستيرن خاصية اصدار الفوتونات عندما يجتازها اشعاع مؤين. حيث يقوم المضاعف الفوتوني الموصول بالعداد باستقبالها ليتم كشف هذه الجسيمات واحد بعد الآخر كما يلي:

يتسبب الشعاع المؤين بإصدار فوتونات في الوامض. وعندما يسقط الفوتون على المهبط *cathode* (C) للمضاعف الفوتوني يصدر إلكتروناً بسبب التأثير الكهرضوئي *photoelectric effect*، ومن ثم يسقط هذا الألكترون المسرع *accelerated electron* بالمجال الكهربائي على المسرى *anode* (D_1)، فيحرر حزمة إلكترونات تكون هي الأخرى مسرعة نحو المسرى (D_2) وهكذا دواليك. إنَّ وصول فوتون الى المهبط (C) يحدث في المقاومة (R) نبضة تيار قصيرة ويقوم العداد بإحصاء هذه النبضات لمجموع الفوتونات التي تصطدم بالمهبط.

9-3 الأشعة والصحة *Radiation Biology*:

1- التأين والتوغل *Ionization Radiation*:

إن الجسيمات ألفا (∝) وبيتا (β) هي أشعة مؤينة بشكل مباشر *direct ionization particles*، فأشعة ألفا التي تتوغل بسماكة صغيرة جداً من مرتبة عدة ميكرومترات *few micrometers* لا تكون خطيرة إذا لم يوجد امتصاص داخلي (استنشاق،عن طريق المعدة).

أما أشعة بيتا التي تتوغل بسماكة عدة ميليمترات *Few millimeters* فهي خطيرة على الجلد. بينما أشعة غاما (γ) او اكس (X) المؤينة بشكل غير مباشر *indirect ionization* من خلال التأثير المتبادل مع ذرات المادة التي تجتازها تولد إلكترونات مؤينة كما أن التأين يمكن أن يحدث بعد توغل أعمق في المادة.

ويبين (الجدول 2-9) عدد أزواج الأيونات الناتجة عند تأثير الأشعة بعد اجتيازها لمسافة $(1\mu m)$ خلال نسيج حي.

عدد أزواج الايونات الناتجة بعد اجتياز $(1\mu m)$ من نسيج حي	
انشطار نواة ثقيلة	150000
جسيم ∝ $(5MeV)$	4000
نترون $(400KeV)$	1000
اشعة X $(200KeV)$	80
γ,β	10

جدول (11-2)

2- التأثير على الخلايا الحية *Cells Radiation Effect*:

إنَّ تأين الخلايا الحية هو نقطة البداية للتأثير على النسج *effect on tissues*، كما أنَّ الأيونات الناتجة تضر بالحامض النووي *DNA* والأنزيمات *enzymes* حيث إن التأين يحدث مثلاً تمزقاً للروابط الهيدروجينية *Hydrogen bonds* وان فصل السكريات والفوسفات يتسبب باستحالة التضاعف والنسخ. أي أن التأثير الرئيسي للأشعة هو إذاً فقدان القدرة على التكاثر، وأن البنى الجزيئية المسؤولة عن الحياة تكون متلفة. وتستطع الخلية المصابة في بعض الحالات ترميم نفسها بعمليات بيوكيميائية *biochemical processes*. وأن الخلايا حساسة لطور الإنقسام كما أن الخلايا الأقل تبايناً هي الأكثر حساسية للإنقسام وهذا يوافق حالة الخلايا السرطانية.

3- التأثيرات المرضية على الرجال:

تتعلق التأثيرات المرضية على الرجل بالجرعات المتصة ونميز هنابين الحالات التالية:

1- التأثيرات الجسدية المبكرة: تخص الإشعاعات الحادة ذات جرعة بتدفق كبير (*0.5 SV* خلال عدة دقائق) إن هذه التأثيرات حساسة في حالة تعرض الجلد للأشعة (حروق وخطر الإصابة) وكذلك تعرض الأمعاء (خطر الإنثقاب) وتعرض العيون (الساد) وتعرض الغدد التناسلية (عقم).

2- التأثيرات الجسدية المتأخرة *The late human body effect*: سرطان وابيضاض الدم *blood cancer*، يمكن أن تظهر بعد أكثر من عشرة سنوات للتعرض إلى الأشعة وخطرها مستقل عن الجرعة المتصة وبالعكس فإن احتمال ظهور هذا الخطر يزداد مع مقدار الجرعة.

3- التأثيرات الوراثية: (تأثيرات على ذرية الأشخاص المتعرضين للأشعة).

9-4 الجرعات العظمى المسموح بها *The Maximum allowed dosage* :

الجرعة العظمى المسموح بها محددة تماماً ويجب عدم تجاوزها وهي كالتالي:

1- أشخاص يتأثرون بشكل مباشر بأشعة العمل.

أ- عند تعرض الجسم بكامله ، فإن مكافئ الجرعات إبتداء من السن القانوني للعمل (18 سنة) وحتى (N) سنة يجب ألا يتجاوز

$$D = 50 \times (N - 18) mSV$$

ب- جرعات موضعية يجب ألا تتجاوز $(0.3\ SV/year)$ للعظم و $(0.15\ SV/year)$ سنة للأعضاء الأخرى.

ج- الحد الأعظمي لتعرض المناطق السطحية للأشعة محددة $(0.6\ SV/year)$ للأيدي والجهة الامامية للأذرعة وبمقدار $(0.3\ SV/year)$ لما تبقى من الجسم.

2- أشخاص لا يتأثرون مباشرة بأشعة العمل.

- إنَّ التعرض الاجمالي محدد بمقدار $\left(15\ \frac{mSV}{year}\right)$، بينما الجرعات الأخرى المسموح بها محددة بعشر المقادير السنوية المتعلقة بالأشخاص الذين يتأثرون مباشرة بأشعة العمل.

3- تعرض السكان للأشعة

- الجرعات العظمى المسموح بها هي نفسها من أجل الأشخاص الذين لا يتأثرون بأشعة العمل ما عدا ما يخص الأشعة الكلية التي يجب ألا تتجاوز $\left(5\ \frac{mSV}{year}\right)$.

9-5 الوقاية والمراقبة Protection and Inspection Processes:

يستخدم الأخصائيون الطرق التقنية المتبعة في الحد من تعرض الاشخاص المهنيين للأشعة ، فهم يستخدمون بشكل أساسي شاشات ومرشحات وظهريات مغلقة أو تدفق صفائحي أفقي .

وتكون الأجهزة المستخدمة بعيدة وكذلك تحديد المناطق الساخنة وشروط العمل الدقيقة، مع مراقبة الأمكنة والأشخاص بصفة مستمرة.

أ- تعرض الأمكنة للأشعة:

يتم مراقبة تدفق التعرض للأشعة في مختلف مناطق العمل حيث يتم التفتيش دورياً عن التلوث الاشعاعي وأنه في حالة التلوث المفاجئ يجب إحاطة المنطقة الملوثة وتجنب نقل التلوث الخارجي لتلوث داخلي وإذا كان التلوث كبيراً عندئذٍ يجب اعلام الدائرة المركزية للوقاية من الاشعاع المؤين.

ب- تعرض الأشخاص العاملين للأشعة:

يجب حمل مقياس جرعة فردي يلائم نوع الاشعاع، كما يجب تحميض (تظهير) ومراقبة مقاييس الجرعات الفوتوغرافية كل شهر وإجراء فحص طبي كامل كل ستة أشهر وتسجيل النتائج في ملف طبي فردي، لمراقبة وفحص الحالات وقياس مدى التراكم الإشعاعي على مدى مدة العمل.

الفصل
العاشر

المعالجة بالأشعـــة

Radio Therapy

يطلق اسم "المعالجة بالأشعة" على استخدام الأشعة المؤينة *ionize radiation* بهدف علاجي، ويمكن أن يكون هذا العلاج مسكناً أو مضاداً للالتهاب أو مضاداً للاستقلاب أومضاداً للإنقسام اللامباشر إنَّ استخدام العلاج بالإشعاع كمضاد للإنقسام اللامباشر بواسطة الأشعة المؤينة هو الأكثر أهمية، لأنه يسمح بمعالجة بعض الأورام الخبيثة، كما أنه يمكن استخدام جميع أنواع الأشعة المؤينة المختلفة في المعالجة بالأشعة.

ويمكننا التمييز بين نوعين من تقنيات المعالجة بالأشعة:

1- المعالجة بالأشعة الخارجية المنتقلة عبر الجلد.

2- العالجة بالأشعة الناتجة من منابع موجودة ضمن أغلفة غير نفوذية أو من منابع غير موجودة في أغلفة نفوذية غير نفوذة وأن مصطلح المعالجة بالأشعة حقق احتراماً كبيراً لعائلة كوري *Cuire family* التي اكتشفت الراديوم *radium (1898)* والعناصر المشعة المصنوعة *artifacial (1934)* *radioactive* إن المعالجة بالأشعة من النوع الثاني يتطلب وجود العناصر المشعة بتماس مباشر مع النسج المصابة.

10-1 المعالجة بالأشعة الخارجية المنتقلة عبر الجلد:

تستخدم هذه الطريقة للتخلص من الأورام دون إلحاق الضرر بالخلايا والأعضاء المجاورة، وموت ورم يعني فقدان المقدرة على الانتاج غير المحدود لهذه الخلايا.

وبهدف تثبيت الفكرة المقصودة لنعتبر ورماً كتلته على سبيل المثال *(100 gr)* ويحتوي على عدد (10^8) خلية في الغرام الواحد منه، وبالتالي فإن الورم يحتوى على عدد إجمالي (10^{10}) خلية.

بعد التعرض لاشعاع وحيد يوافق جرعة ممتصة مقدارها (D) فإن مقدار العدد (N) للخلايا الحية يعطى بالعلاقة المعرفة:

$$N = Ne^{-D/D_o}$$

حيث أنَّ $(N_o = 10^{10})$ ولهذا فإن الإبادة الشبه كاملة للورم تحصل عندما تكون: $(N=1)$ وهذا يعني أخذ جرعة قاتلة متوسطة (D_o) بمقدار واحد $gray$ وهذا يوافق جرعة ممتصة بمقدار.

$$10D_o \ln 10 \cong 23gray$$

حيث (D_o) تسمى بالجرعة القاتلة المتوسطة أو (D_{37}) وهي الجرعة التي تترك (37%) من الخلايا حية. كما أنه ليس من الممكن تقديم أي جرعات في جلسة واحدة للأشعة دون الحاق الضرر بالنسج السليمة الموجودة على مسار الحزمة، لذا يجب ايجاد طرق اشعاعية بحيث إن الجرعة المقدمة للورم تكون كافية للقضاء عليه وبحيث تستطيع النسج السليمة المتعرضة للأشعة البقاء على قيد الحياة وتأمين دورها الوظيفي.

ويرتكز ذلك على تكثيف الجرعة الممتصة في الورم عند شد (معامل فراغي) وتجزئة الاشعاع مع من الزمن (معامل زمني).

10-1-1 المعامل الفراغي أو القذف الاشعاعي:

Spatial factor (radiation projection)

إن توزع الجرعة بالنسج المتعرضة للأشعة يتعلق بطبيعة الاشعاع ومعاملات هندسية الاشعاع.

وسنتعرض لكلٍ من هاتين المسألتين:

أ- تأثير طبيعة الاشعاع:



الشكل (10-1) منحنيات انتقال الجرعة في العمق والتأينات الموافقة

يبين (الشكل 1-10) توزع الجرعة بالعمق وذلك للإشعاعات المؤينة الأكثر استخداماً (فوتونات *X-ray photons (X)*، أشعة (γ)، الالكترونات) تكون فوتونات

(X) الضعيفة الطاقة متخامدة جداً في السنتيمترات الأولى للنسيج وبالعكس فإن فوتونات (X) ذات الطاقة العالية وفوتونات (γ) والنيترونات *neuotrons* لا تضر النسج الجلدية وتقدم جرعة مرتفعة لإعماق كبيرة، كما أن الألكترونات لا تتجاوز إلا أعماقاً بسيطة متعلقة بطاقتها الابتدائية أما فيما يتعلق بالأورام السطحية فتستخدم أشعة (X) اللينة $(X\text{-}ray)$ أو الالكترونات. بينما لمعالجة أورام عميقة فتستخدم الأشعة السينية ذات الطاقة العالية أو أشعة غاما $(\gamma - ray)$.

ومن المحتمل أن تطالعنا الإنجازات العلمية في المستقبل القريب باستخدام جسيمات كالميزونات $(\pi \ \ mesons)$ التي لا تتخلى عن طاقتها إلا لنسج واقعة على بعد محدد من الجلد، ويمكن أن يكون هذا البعد مضبوطاً بتغيير الطاقة الحركية للجسيم *kinetic energy*، وبذلك نستطيع حماية النسج الواقعة على طرفي الورم.

ب- تأثير معملات هندسية الاشعاع *Geomatrical facors effect*:

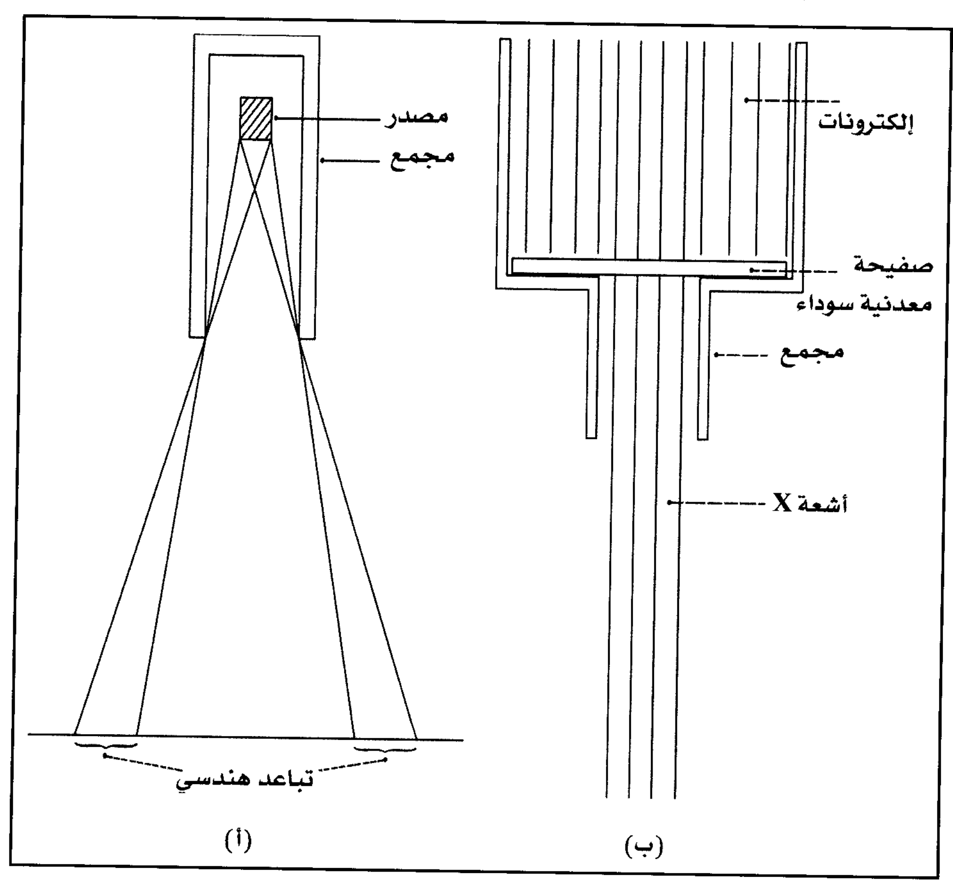
عندما تكون الحزمة متباعدة *divergent* فإن شدتها تنخفض بالتدريج كلما ابتعدت عن المنبع الشعاعي، كما أن هذه الشدة (عند عدم وجود امتصاص) تتغير مع مقلوب مربع البعد عن المنبع وفقاً لقانون التربيع العكسي.

أما في حالة الأورام السطحية فيستخدم بعد صغير نسبياً بين المنبع والجلد (DSP)، فتنخفض بذلك الجرعة الممتصة من الأعضاء الواقعة وراء النسج.

أما بالنسبة للنسج العميقة فيستخدم بعداً كبيراً بهدف تجنيب النسج الواقعة أمام الورم والمعرضة للأشعة.

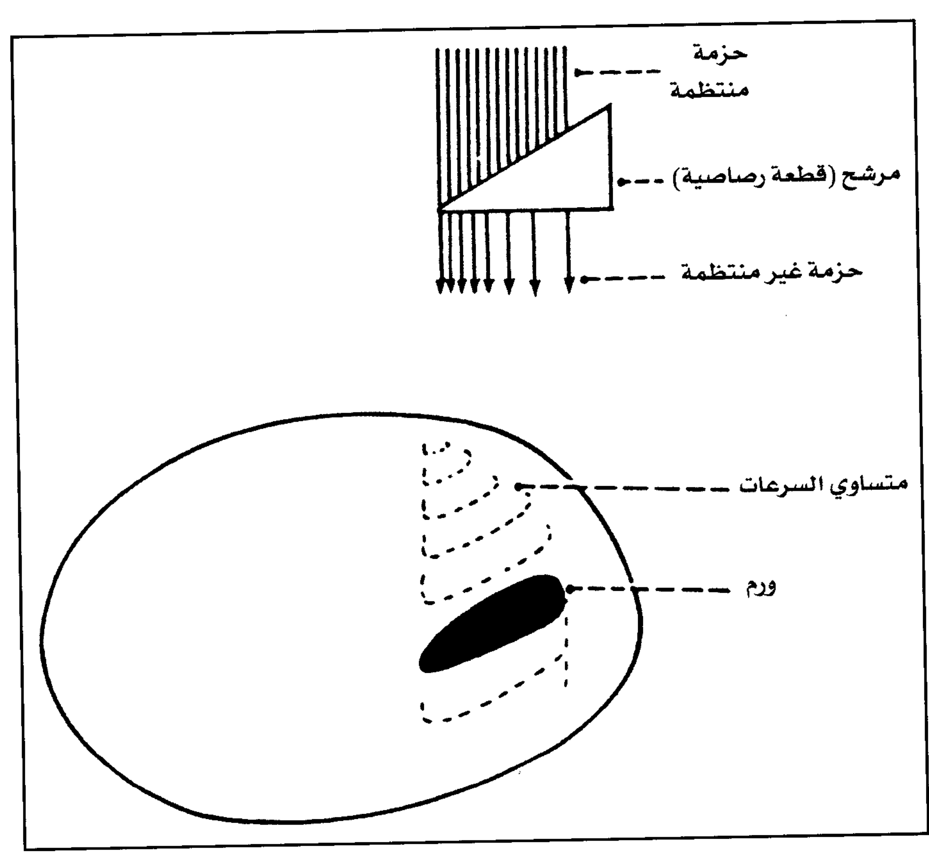
وكحالة مرجعية، تستخدم في الوقت الحاضر الحزم المتوازية التي تمتلك ظلاً هندسياً ناقصاً وضعيفاً، انظر (الشكل أ،ب 2-10) ويتم الحصول على هذا النوع من الحزم المتجانسة بمسرعات خطية أو دائرية *linearor circular*

accelerators وهناك حواجز من مواد ماصة جداً كالرصاص تسمح بتكيف أبعاد الحزمة لتلائم أبعاد الورم.



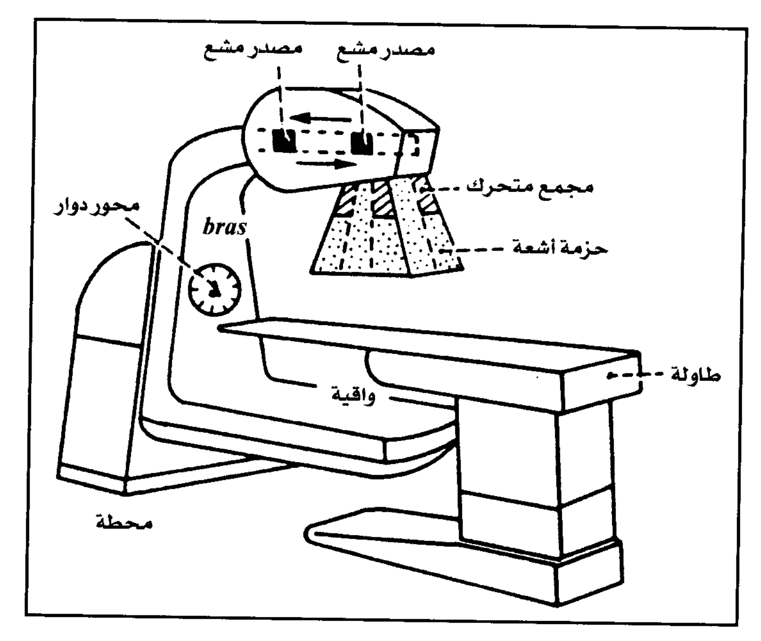
الشكل (10-2) أ- مع منبع تقليدي لأشعة X وفيه تكون الجرعة متباعدة
ب- أشعة X عالية الطاقة متجانسة وقليلة التباعد

وهناك مرشحات مخروطية (الشكل 10-3) تسمح بتغيير توزع طاقتها في المقطع العامودي بغية الأخذ بعين الاعتبار لتغيرات العمق المتوقعة لمختلف أجزاء الورم.

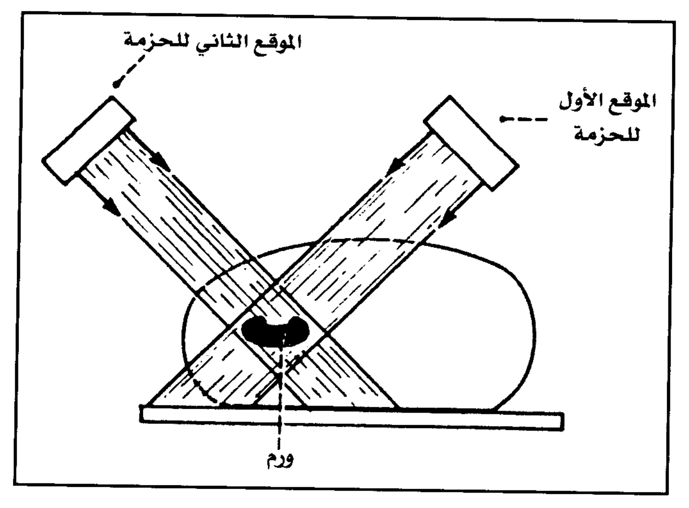


الشكل (10-3) استخدام المرشح المعدل من أجل اعطاء جرعة منتظمة لكامل الورم بالرغم من اختلاف العمق

وبغية تكييف الأشعة مع الورم، نعّرض هذا الورم للاشعة بزوايا مختلفة وبحزم متقاربة على الورم وعملياً تستخدم نفس الحزمة وبمواضع مختلفة انظر (الشكل 5-10).



الشكل (4-10) مخطط مضخة الكوبالت 60



الشكل (5-10) طريقة مسماة (النيران المتقاطعة) يتم تغيير مختلف مواقع الحزمة بحيث تمر في كل مرة من الورم

ونستطيع إذاً بجرعة متساوية يأخذها الورم، تحديد الجرعة التي تأخذها النسج السليمة، مثلاً عند تعرض الطحال للأشعة، نحصر بهذه الطريقة تعرض الكلية اليسرى للاشعة، وهذه الكلية هي عبارة عن العضو الحرج عند التعرض الطحالي للاشعة.

10-1-2 تأثير المعامل الزمني *Time factor effect*:

لقد دلت التجارب المتكررة إلى ضرورة تجزئة جرعة الأشعة التي تعطي للمريض مع الزمن، هناك ثلاث عوامل مهمة لابد من أخذ الاعتبار لها، وذلك كنتيجة للتطبيقات العملية في استخدام الأشعة.

1- الجرعة (D).

2- عدد الجلسات (N).

3- الفاصل الزمني (i) مابين جلستين.

وإن الجرعة الكلية الأخوذة من قبل المريض هي: (DN) أما مدة العلاج فهي: $(N-1)i$، وأنه عند التعرض المجزأ للأشعة فإن الجرعة الكلية التي يتلقاها الورم لإتلافه يجب أن تكون أكبر من التعرض للاشعة لمرة واحدة، وأن النسج والخلايا السليمة المحيطة به تكون أقل ضرراً وهذا مانطلق عليه اسم المفعول التفريقي وسنوضح ذلك في الفقرة التالية

أ- الترميم الخلوي *Celularl maintenant*:

خلال الفترة مابين جلستين للتعرض للاشعة العلاجية، تقوم بعض الخلايا باصلاح ما تعرضت له من الأخطار الناتجة عن التعرض للاشعة المؤينة. وسنحصل على مفعول تفريقي بالترميم الخلوي الوحيد إذا رممت الخلايا السليمة نفسها

بشكل أسرع أو بشكل أكمل من الخلايا الورمية، وهذا هو ما يجري من الناحية العملية.

ب- الترميم النسيجي (إعادة الاسكان) *Tissular maintenance* :

بعد كل جلسة علاجية يتم خلالها التعرض للأشعة، فإن الخلايا السليمة مَثلها مَثل الخلايا السرطانية تزيد من نشاطها الإنقسامي لتخلف الخلايا الميتة. وعملياً فإن خلايا معظم النسج السليمة المتعرضة للأشعة تمتلك سرعة إنقسام متوسط أكبر من سرعة الإنقسام المتوسطة لخلايا النسج المكونة للأورام الخبيثة المحدثة. كما أن الخلايا السرطانية تزيد قليلاً من نشاطها الإنقسامي، والذي هو بالأساس كبير جداً.

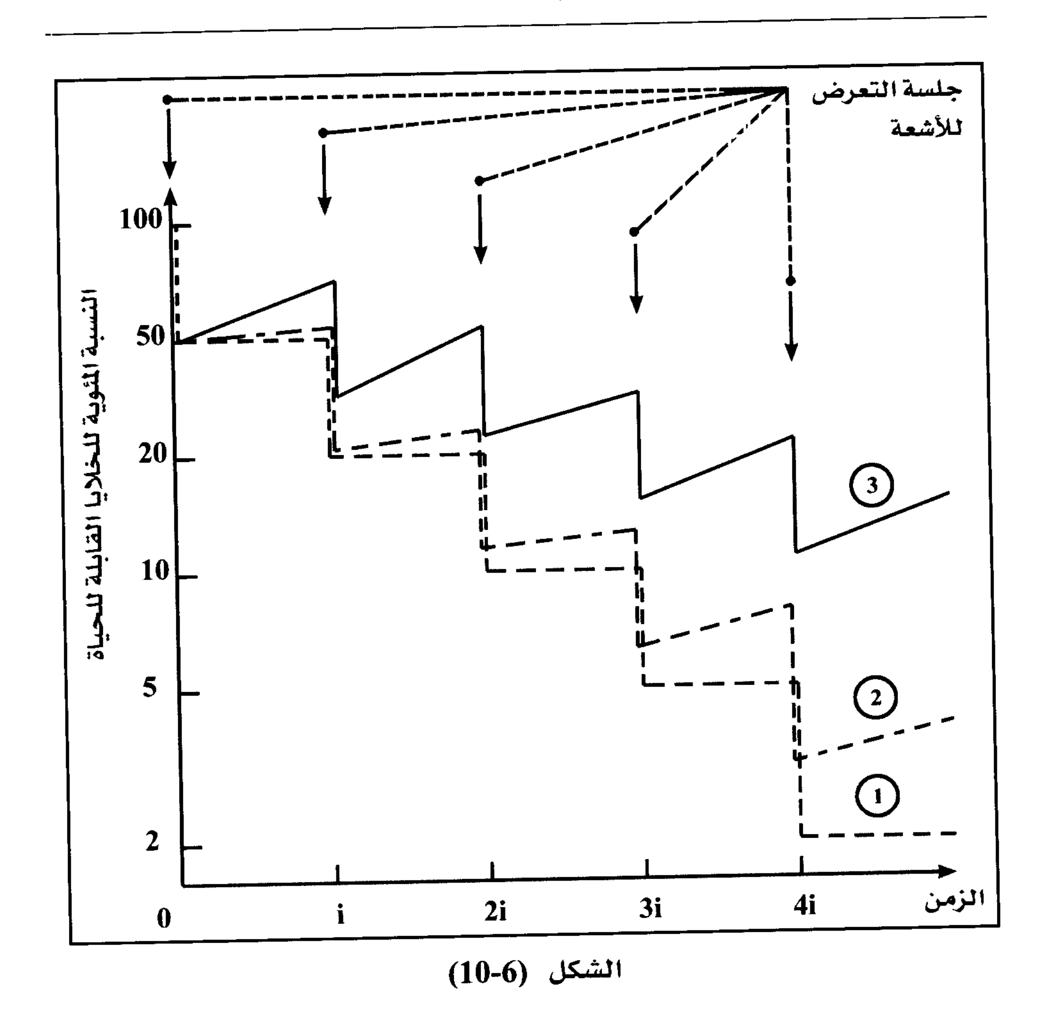
وهكذا فإن النسج السليمة ترمم نفسها بشكل أفضل بين جلستين تتعرض خلالهما للأشعة وتتحمل بسهولة أكبر الجلسة اللاحقة ويوضح لنا (الشكل 6-10) كيف أنَّ التعرض للأشعة بشكل مجزأ يولد خلايا ناجية يزداد تعدادها وفقاً لتسارع تاثرها.

يبين (الشكل 6-10) أن كل تعرض للأشعة يخفض (50%) من عدد الخلايا القابلة للحياة وأن الخطوط البيانية الثلاثة الموافقة لنسب متضاعفة مختلفة وبتزايد أسي، وعلى النحو الآتي:

1) لا يوجد تكاثر بين جلستين.

2) خلية من أصل عشرة في جلستين.

3) خلية من أصل اثنين تنقسم بين جلستين.



الشكل (6-10)

ج- المفعول الاكسجيني *The Oxygenic effct* :

لأسباب مختلفة مثل (هجرة الخلايا نحو الأوعية الشعرية، انخفاض حجم الورم)، فإن الخلايا الورمية تكون أفضل أكسجة (موجودة في جو غني بالاكسجين حيث إن الاكسجين يزيد من فعالية الأشعة المؤينة) بعد كل جلسة تعرض للأشعة، وبالتالي فإن هذه الخلايا ستكون بالمفعول الاكسجيني أكثر حساسية للأشعة في الجلسة التالية، وهذا ما نطلق عليه اسم المفعول الاكسجيني *oxygenic effect* .

د- المفعول التزامني والميولي *Synchronous and tender effect*:

بعد عملية التعرض للأشعة فإن عدداً من الخلايا الساكنة تتعرض للإنقسام. إن ظاهرة الميول هذه هي نتيجة مباشرة لظاهرة إعادة الاسكان الخلوي كما أنه أثناء إنقسام هذه الخلايا ستكون حساسة للأشعة عما هي عليه عند السكون. إن الحساسية للأشعة متغيرة وتابعة لطور مرحلة الإنقسام الخلوي كما أن حساسية مجموع النسج للأشعة تتغير بتابعية الزمن الفاصل مابين تعرضين للأشعة.

إن ظواهر الترميم عموماً (خلوي أو نسيجي) تبين بأن الجرعة الكلية لقتل ورم تكون أكبر في حالة التعرض المجزأ للأشعة منها في حالة تعرض وحيد للأشعة. فالمفعول الاكسجيني وتأثير التزامن والميول يحدان من هذا التزايد، إنَّ هذا الظرف يجعل النسيج الورمي أكثر حساسية للأشعة ويسهم بشكل غير مباشر في حماية النسج السليمة.

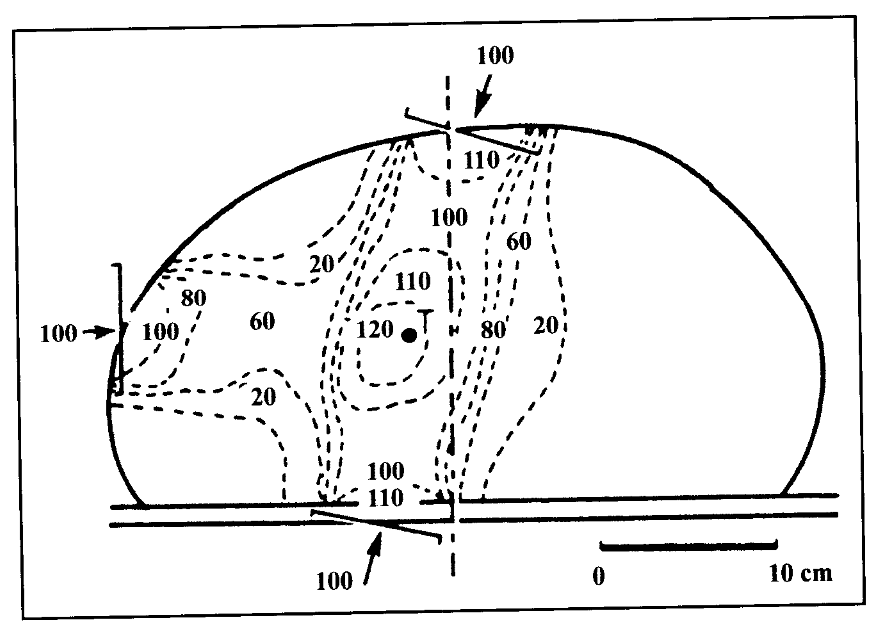
هذا وتسمح ظاهرة الترميم بفهم المفعول التفريقي الذي لا يظهر إلا إذا كانت الخلايا أو النسج السليمة مابين جلستي تعرض للأشعة أفضل ترميماً من النسج السرطانية.

كما تبين الظواهر السابقة بأنه توجد أفضلية في تجزئة الجرعات. فإذا كانت الجرعات متباعدة فإن النسج السرطانية كالنسج السليمة ستكون مترممة بكاملها أما إذا كانت الجرعات متقاربة فإن كل من مفعول السرعة العظمى لترميم النسج السليمة، المفعول الأكسجيني، الميول والتزامن ليس لها أي تأثير، لهذا فإن الأفضلية تبدو أنها واقعة حوالي عدة *grays* كل يوم مع مدة كلية للعلاج تقدر بعدة أسابيع، وأنه مهما كانت تقنية التعرض للأشعة فإنه من الضروري التعرض للأشعة بدقة كبيرة، وكذلك فيما يتعلق بالجرعة المأخوذة والتوزع داخل الجسم لذا فهو ضروري من الجوانب الآتية:

1- حصر وبدقة (الحجم - الهدف) الذي يضم الورم، إن هذا الحصر ينفذ سريرياً في الطب الاشعاعي وأحياناً بتدخل جراحي وأنه من المحتمل أن هذا (الحجم - الهدف) يستطيع أن يتغير خلال العلاج والأخذ بعين الإعتبار لانخفاض حجم الورم.

2- اختيار نوع الأشعة القادرة على تقديم جرعة متجانسة لهذا (الحجم الهدف) دون تعريض النسج السليمة المجاورة لأشعة كبيرة.

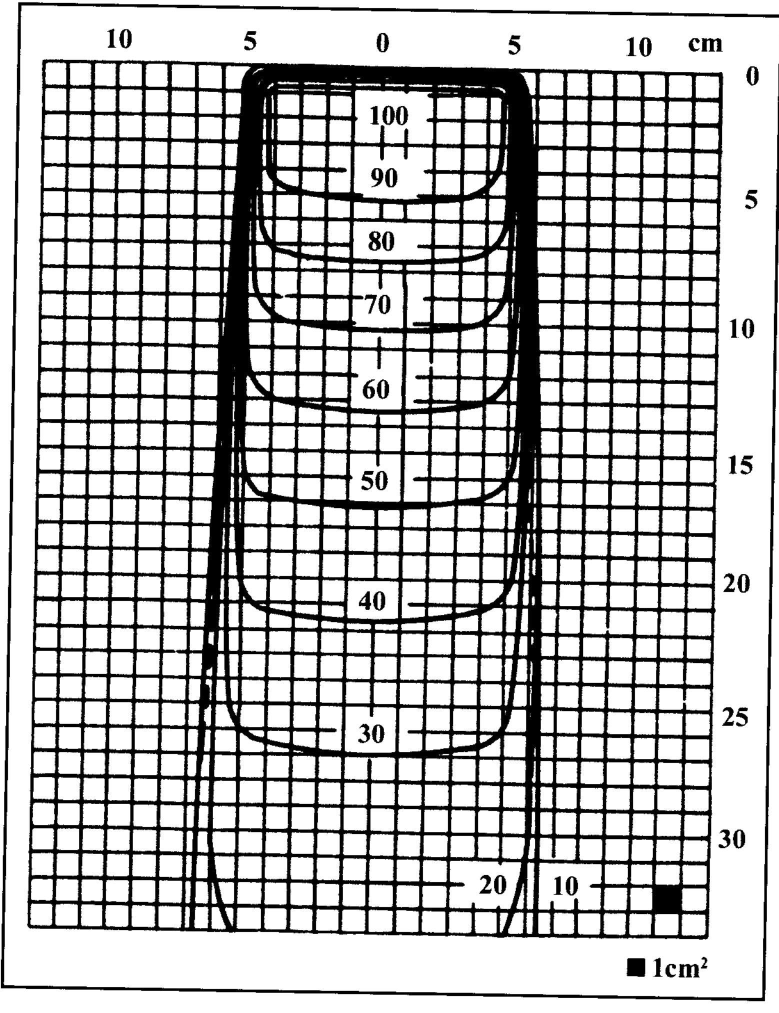
3- اختيار العدد والتوجيه وشكل الحزمة أو الحزم (X) (عملية التمركز).



الشكل (10-7) تساوي الجرعات الكلية

نفس الجرعة مقدمة بكل حزمة عند وجه الدخول الموافق. كما أن الجرعة الكلية في مركز الورم هي (1.2) مرة أكبر من كل واحدة من جرعات الدخل فمثلاً جرعة بمقدار *(2 gray)* عند الدخول من الحزم الثلاث، فالجرعة في مركز الورم هي *(2.4 gray)* .

4- تنعيم القذف الإشعاعي بالمحركات *simulation process* (على كمبيوتر وعلى طيوف) والتي تسمح بتحديد وبدقة توزع الجرعات المقدمة (الشكل 10-7)، ولهذا يتم استخدام منحنيات يساري الجرعات (الشكل 8-10).



الشكل (8-10) منحنيات تساوي الجرعات

5- تحديد الجرعة في كل جلسة وعدد الجلسات والفاصل الزمني بين جلسة وأخرى.

إنَّ هذه التقنية ونجاحاتها سمحت للمعالجة بالأشعة بشفاء نصف السرطانات في جميع الحالات. وأن المعالجة بالأشعة غالباً ماتكون مرتبطة بمعالجات أخرى مضادة للسرطانات، مثل (جراحة، معالجة كيميائية ومعالجة الهرمونات).

أخيراً يجب معرفة معايير الأشعة الشافية وهي:

1- الحجم الورمي، فكلما كان الوم صغيراً، كان أكثر قابلية للشفاء.

2- الطبيعة النسيجية للورم، فبعض الأورام تكون أكثر قابلية للشفاء من غيرها.

وبغية تثبيت الفكرة وكمثال يجب مابين *gray (20-35)* بغية تعقيم الأورام المنوية و *gray (35-40)* من أجل الأورام الخبيثة الدموية و *gray (50-75)* للسرطانات الغدية و *gray (60-80)* للأورام الخبيثة الإحتقانية.

وأن مفهوم الأشعة الشافية يعني بأن الجرعة التي تأخذها الخلايا والنسج السليمة المحيطة بها أثناء علاج الأورام أقل من الجرعات العظمى التي تتحملها هذه النسج.

هـ- خطر المعالجة بالأشعة الخارجية - انتقال عبر الجلد:

عند معالجة الورم شعاعياً، فإننا نلحق الضرر بالنسج السليمة المحيطة به، ويجب مناقشة حجم هذا الضرر واحتمالاته قبل الدء بالمعالجة. فاستخدام الأشعة السينية *(X-ray)* ذات الطاقة العالية تعمل على إزالة الأفعال الثانوية الجلدية

(إشعاع البشرة) والعظام (نخر العظام بالأشعة) والتي تحدث بكثرة وذلك عند استخدام الأشعة السينية ذات الطاقة الضعيفة.

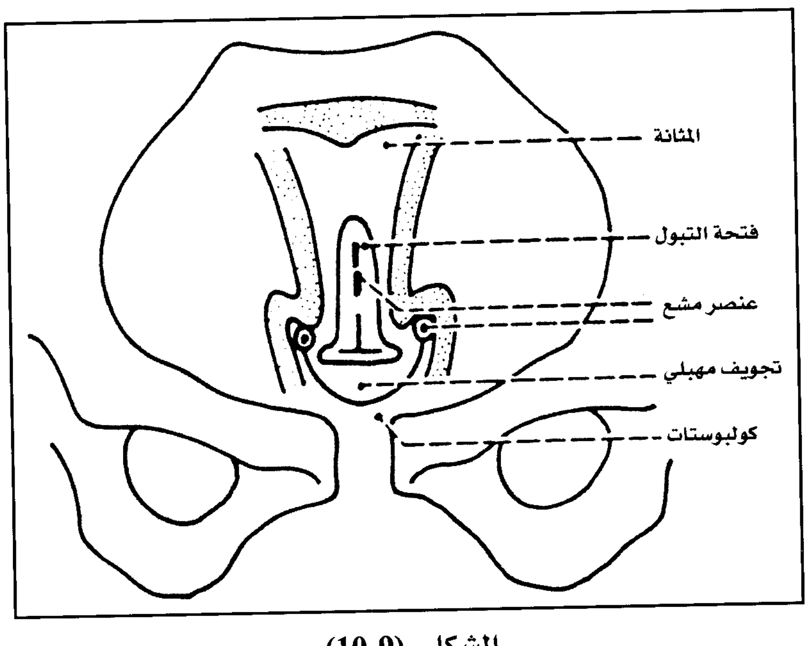
10-2 المعالجة بالأشعة بإستخدام منابع موجودة ضمن أغلفة كثيرة: *(CPSS):*

يتم استخدام عناصر فعالة اشعاعياً محتواة ضمن أغلفة غير نفوذية. و(الجدول 1-10) يشر إلى العناصر الفعالة المستخدمة إشعاعياً وميزاتها الرئيسية.

Radioactive Source العنصر المشع	***Half Life*** الدور (نصف العمر)	***The used radiation*** نوع الإصدار
كوبالت 60	5.3 سنة	γ, β
سيزيوم 137	27 سنة	γ, β
راديوم 226	1620 سنة	$\propto, \gamma, \beta$
اريديوم 192	74 يوم	γ, β
استرونينيوم 90	28 سنة	β
نيريوم 90	2.7 يوم	β
ذهب 198	2.7 يوم	γ, β
فوسفور 32	14.3 يوم	β
كالفورينوم 252	2.5 سنة	*Neutrons* نيترونات
يود 125	60 يوم	RX, γ, β

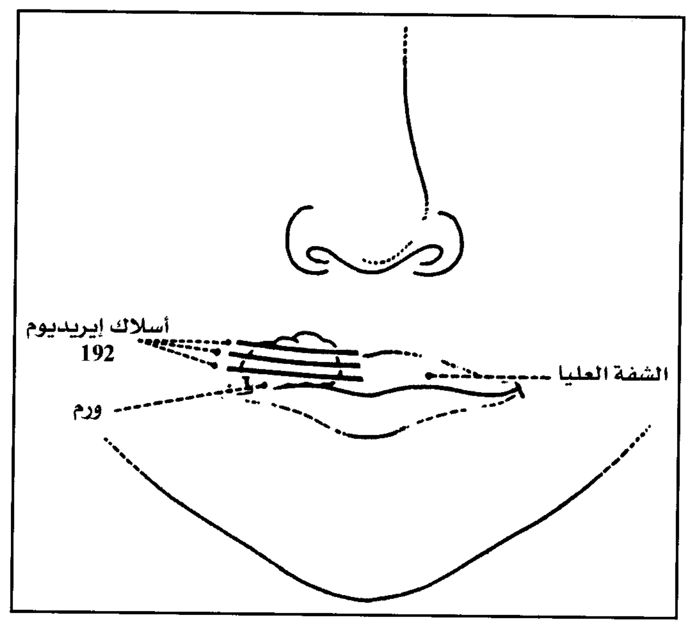
الجدول (12-1)

إنَّ المنابع الفعالة إشعاعياً تكون موجودة بتماس أو داخل الورم وتُترك في مكانها خلال عدة أيام، وأن شكل المنابع المستخدمة يتعلق بنوع الآفة المطلوب علاجها. فعند تعرض سرطان عنق الرحم للأشعة نستخدم مسبار الرحم الفعال إشعاعياً وكولبوستات بنهاية فعالة إشعاعياً (الشكل 9-10).



الشكل (9-10)

وأنه لمعالجة آفة الشفة، نضع فيها اسلاك ايريديوم (192)، (الشكل 10-10) بينما لمعالجة ورم الأوعية الدموية يستخدم الفوسفور (32).



الشكل (10-10)

10-3 المعالجة الإشعاعية بأستخدام منابع غير موجودة في أغلفة كتمية (*CPSNS*):

تهدف إلى إدخال عنصر فعال إشعاعياً في العضو بحيث يتموضع في مستوى الآفة ليطبق عليها تأثيراً إشعاعياً علاجياً.

10-4 معلومات عامة حول العناصر المشعة المستخدمة:

أ- طريقة التطبيق *Application methods*

1- بطريق عام حيث يتم استخدام مساراً خاصاً بالنسج يؤدي إلى مكان وجود الآفة (*CPSNS* انتقائي).

2- بطريق موضعي أي (*CPSNS* غير إنتقائي).

ب- استخدام تأثير العناصر المشعة بيولوجياً بشكل غير مباشر، أي باستخدام وسيط (β^-) قليل التوغل، مما يسمح بتأثير موضعي، هذا التأثير يطبق مباشرة على خلايا النسيج المراد علاجها، متلفة الدوران الدموي الشعري الموضعي.

ج- الخواص الفيزيائية *The physical specifications* :

يحدد (الجدول 2-10) الميزات الفيزيائية للعناصر المشعة *radio actire isotops* الرئيسية المستخدمة في المعالجة بالأشعة بإستخدام منابع موجودة ضمن أغلفة غير نفوذية.

العنصر المشع	**Radio active source**	^{32}P فوسفور	^{90}Y يتروم	^{131}I يود	^{169}Er اربيوم	^{186}Re رينيوم	^{198}Au ذهب
الدور (اليوم)	*Hal fLife*	14.3	2.7	8	0.5	3.7	2.7
الطاقة العظمى لجسيمات $\beta^-(MeV)$	β^- *Maximum energy*	1.71	2.26	0.61	0.34	1.07	0.96
عمق التوغل الأعظمي للإلكترونات الأكثر طاقة (mm)	*penetration depth*	8	11	2	1	5	4
طاقة أشعة – γ المرافقة (MeV)	γ- *radiation energy*	No	No	0.36	0.03	0.14	0.41

جدول (2-10) المميزات الفيزيائية للعناصر المشعة المستخدمه علاجياً

1- بإستثناء (^{32}P) و (^{90}Y) فإن اصدار أشعة (β^-) يترافق باصدار أشعة (γ) الذي يتسبب وعلى بعد من العضو الهدف بتعريضه لأشعة غير مهملة.

2- العمق الأعظمي للتوغل معطى للالكترونات ذات الطاقة العالية، وأن العمق الوسطي للتوغل ضعيف.

3- في حالة $({}^{131}I)$ فإن جزءاً هاماً من الفاعلية مستبدل بالبول (48) ساعة تلي العلاج، ويجب تخزين التبولات حتى يسمح التناقص الطبيعي للفعالية باستبعادها.

4- جميع هذه العلاجات ممنوعة الاستعمال في حالة الحمل أو الرضاعة.

10-5 العلاج الانتقائي بالعناصر المشعة *CPSNS* :

أ- استخدام اليود $({}^{131}I)$ في معالجة الغدة الدرقية *Thyriod gland treatemen*. بواسطة التثبيت الإنتقائي لليود بالخلايا الحويصلية لجسم الغدة الدرقية مستخدم لمعالجة السرطانات وفرط وظائف الغدة الدرقية.

معالجة سرطانات الغدة الدرقية:

في حالة سرطانات الغدة الدرقية، تكون المعالجة بالأشعة الانتقائية بواساطة اليود $({}^{131}I)$ *Iodine* محجوزة باشكال النسج المحتملة بتثبيت اليود وأن طريقة العلاج (*CPSNS*) تسمح بالآتي:

1) مباشرة بعد استئصال الغدة الدرقية الكلية جراحياً (يشكل الزمن الأولي للعلاج)، بإتلاف بقايا نسيج الغدة الدرقية الذي لا تستطيع العملية الجراحية استئصالها.

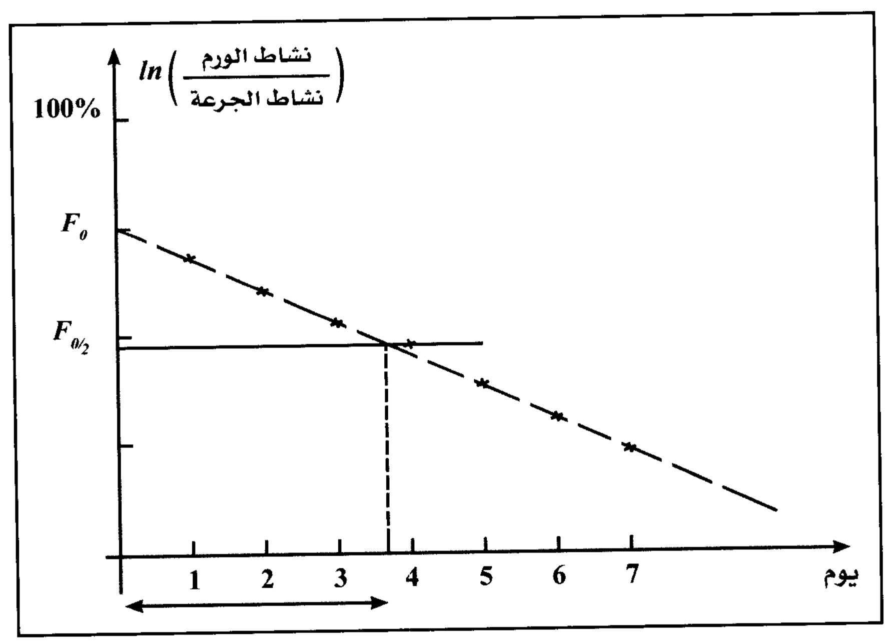
2) عند الفحوصات الدورية، يظهر اتلاف الانتكاسات الموضعية بفحص الصورة الشعاعية للجسم كاملاً. فالفعاليات التطبيقية (بطريق فموي

ودفعة واحدة) هي في الوقت الحاضر (*100 mCi*) وأن (*CPSNS*) باليود (^{131}I) يحسن بشكل معتبر تشخيص السرطانات الدرقية.

معالجة نشاط الغدة الدرقية المفرط *Thyrophyma treatement* :

عند معالجة نشاط الغدة الدرقية المفرط أو ورم غدي سمي، تحسب الفعالية المطبقة إبتداءً من:

1) من الدور الفعال (*Te*) لليود (131) في الغدة الدرقية ويحسب هذا الدور من المنحنى البياني للتثبيت الدرقي من (1.5) إلى (8) أيام بجرعة تقفي الأثر لليود (131) (الشكل 11-10).



الشكل (11-10) المنحنى البياني للتثبيت الدرقي بإحداثيات نصف لوغاريتمية وتحديد الدور الفعال لليود 131 و*Te* والتثبيت الأولي *F*

2) نسبة التثبيت الأولي (F_0) لليود (131) (نسبة اليود المدخلة إلى المعدة

والتي تتثبت على الغدة الدرقية)، محسوبة من استكمال الخط البياني للتثبيت، حتى الزمن صفر (الشكل 11-10).

3) من الكتلة (M) لتضخم الغدة الدرقية أو ورم غدي سمي مقاسة بتخطيط الصدى.

4) من الجرعة (D) (بالغري) التي نختارها للتطبيق (من $50\ Gy$ إلى $150\ Gy$ حسب حجم تضخم الغدة الدرقية، و $300\ Gy$ لورم غدي سمي) وأن الفعالية المطبقة بطريق فموي معطاة بالعلاقة التالية:

$$A\ (mCi) = \frac{M(gr \times D(Gy)}{F(\%) \times Te(day) \times 1.7}$$

وإن (A) حالياً هي في مرتبة [$(3mCi)$ حتى $(10mCi)$] ويتم الحصول على التأثير العلاجي من شهر إلى ثلاثة أشهر وأن الانتكاسات عادية جداً وتقود إلى تطبيق جرعة علاجية جديدة وأن علاج فرط نشاط الغدة الدرقية باليود الفعال إشعاعياً له سلبيات تتسبب عادة بفرط نشاط الغدة الدرقية عدة سنوات بعد الشفاء من الاضطراب الأولي.

5) استخدام *radioactive phosphorus* (^{32}P) في معالجة متعدد الكريات الحمراء الأولية:

إن مبدأ المعالجة في هذه الطريقة هو استخدام الأشعة السامة للفوسفور (32) على الخلايا التي هي من اصل النخاع المسؤول عن الإنتاج المفرط للكريات الحمراء. فالفسور (المحقون بطريق الأوردة على شكل فوسفات الصوديوم) يتمركز جزء منه في نوى الخلايا النخاعية التكاثرية وجزء آخر في العظام (بتماس الخلايا الأصل).

إنَّ العلاج المطبق بشكل أساسي على الأشخاص المسنين، يستخدم جرعة وحيدة ($0.1mCi/kgr$).

وأخيراً فإن العلاج بهذه الطريقة يحرض من (3 إلى 6) أشهر هدوءً كاملاً بنسبة (95%) من الحالات وأنه خلال ثلاث سنوات تقريباً تتم معالجة الانتكاسات في حالة العلاج الأولي. كما أن استخدام (^{32}P) يحسن تشخيص متعدد الكريات الحمراء الأولية عند الأشخاص المسنين والمضاعفات الرئيسية عند (15%) من الحالات هي ظهور ابيضاض الدم الحاد والمميت بسرعة.

10-6 العلاج غير الإنتقائي بالعناصر المشعة CPSNS :

أ- المعالجة الاشعاعية المفصلية:

إن الحقن داخل المفصل (مع الحذر الشديد للتعقيم) لعنصر مشع، مثل كلٍ من: ($^{186}R, ^{169}Er, ^{90}Y$) يصدر ($\beta^-$) يسمح بتحسين الإلتهابات المفصلية المستعصية، إنَّ عملية التأثير تستند على تعريض الغدة المفصلية والغضاريف المفصلية للأشعة فالليتريوم (90) (الأكثر توغلاً) مخصص للمفاصل الضخمة مثل (الركبة أو الورك) بجرعات من ($3mCi$ إلى $6mCi$) والرينيوم(186) (متوسط التوغل) يحقن في المفاصل المتوسطة مثل (الكتف، المرفق، مفصل اليد، كاحل) بينما الاريبيوم(169) حيث لا تتوغل الألكترونات لأكثر من ($1mm$) في النسج، يخصص للمفاصل الصغيرة للأصابع.

ب- استخدامات أخرى (CPSNS) غير إنتقائي:

إن حقن غروبات في الجوف الجنبي مظهر بالعنصر المشع (^{189}Au) أو

فوسفات الكروم الفعال اشعاعياً المظهر ب (^{32}P) يسمح بتحسين ذات الجنب السرطانية. ويستخدم أحياناً ليبيودول فوق المائع المظهر باليود (131) أو بالفوسفور (32) المدخل بطريق لمفاوي داخلي بطئ بغية تعريض غدد بعض السرطانات للأشعة حيث لا يكون التطبيق الجراحي ممكناً.

الفصل

الحادي عشر

مقدمة في علم البلورات

Introduction to Crystallograph

11-1 مقدمة *Introduction*:

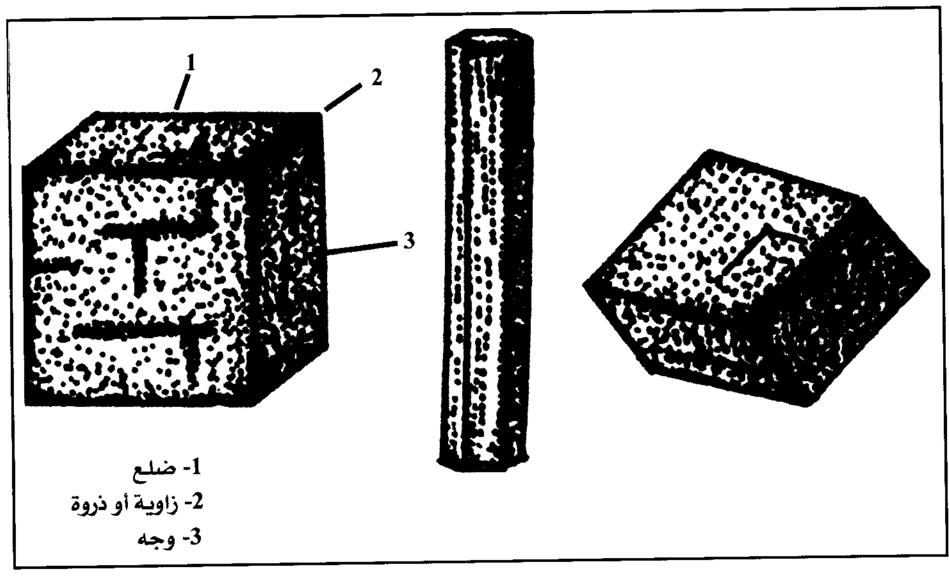
ان دراستنا لتركيب البلورات *crystal structure* تدفعنا بالضرورة لمعرفة انواعها وطرق تشكلها وانحلالها، وأخيراً تحديد العلاقة بين بنيتها الداخلية وصفاتها الاساسية، فالبلورات *crystals* في ابسط تعريف لها هي عبارة عن اجسام صلبة توجد دائماً باشكال هندسية معينة. فلو توقفنا قليلاً عند هذا التعريف فإننا نستطيع ابراز جوانبه الهامه التالية:

أ- يستثني هذا التعريف (بشرط الصلابة) كلاً من الغازات *gass*، والسوائل *fluids* من امتلاك البنية البلورية. وكما سنرى فيما بعد تتكون هذه المواد من عناصر تتوزع بشكل فوضوي *random*، ولكنه متجانس من الناحية الاحصائية.

ب- إن شرط الصلابة ليس شرطاً مطلقاً، لان جميع المركبات الصلبة لا تمتلك بالضرورة بنية بلورية. فالزجاج المتشكل اثناء التبرد السريع الذي لا يسمح لجزيئاته بالانتظام في بنية شبكية بلورية معينة هو عبارة عن جسم صلب عديم الشكل *amorphous*، ويعتبر البلاستيك *plastic* ايضاً مثال آخر على هذه الاجسام. أما التالي وبالرغم من طراوته فهو مثال للبلورات غير الصلبة.

ج- تأخذ شكل البلورات أشكالاً هندسية متعددة *many crystal pattern* ومتنوعة سنفرد لها فيما بعد مكاناً خاصاً، ويمكن اها على سبيل المثال أن تكون مكعبة أو موشورية أو معينة أو متعددة الوجوه (شكل 1-11)، ويتحدد الشكل الهندسي للبلورة بثلاثة عناصر هي: السطوح التي تحيط بالبلورة، والأضلاع الناتجة عن تقاطع هذه الوجوه، وأخيراً الزوايا (أوالذرا) الناجمة عن تقاطع الاضلاع في نقاط معينة. ان الشكل الخارجي المتعدد الوجوه للبلورة يرتبط ارتباطاً وثيقاً بعوامل داخلية (أي بنية الشبكة البلورية) وهو ليس الا تعبيراً عنها. لذلك فإن كسر البلورة

جزئياً لا يلغي هذه الصفات، كما لا يلغي خصائصها الداخلية. وهذا ما يفسر لنا اسباب نموها نرة أخرى واخذها لاشكالها الطبيعية المتعددة الوجوه عندما توضع في شروط ملائمة.



الشكل (1-11) بعض نماذج البلورات

11-2 اشكال البلورات *Crystalline Forms*:

يمكننا وضع جميع الترتيبات الممكنة للشبكة البلورية *crystalattice* في سبع مجموعات نموذجية من الجمل البلورية. ويعتمد هذا التصنيف على الخواص - التناظرية *symmetric*، وعلى بعض صفات وابعاد الوحدات البلورية *primitive crystal dimension*.

1- المجموعة الأولى: مكعبات (شكل 2-11)، مثالها بلورة ملح الطعام $(NaCl)$ وتتمتع بالخصائص التالية:

اضلاعها: $A = B = C$

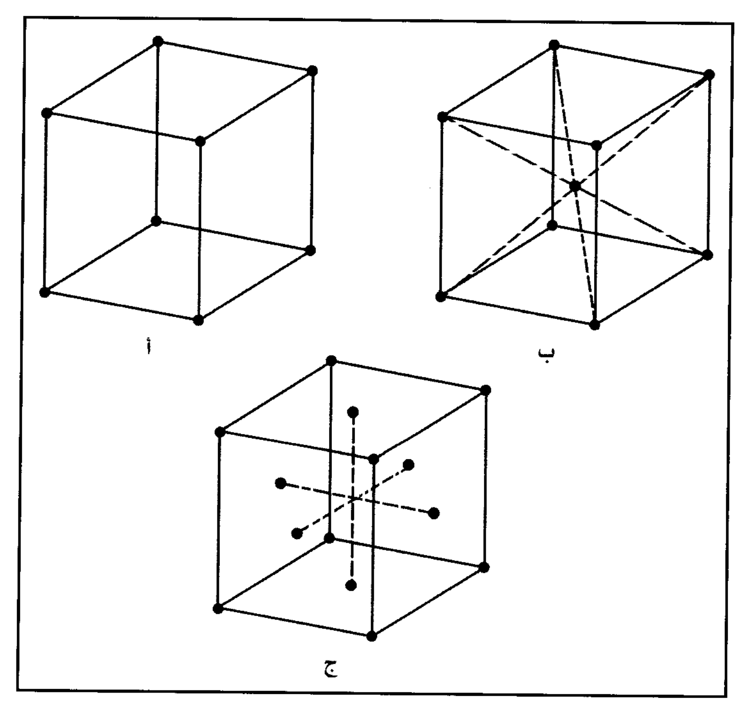
زواياها : $\propto = \beta = \gamma = 90^{\circ}$

ويمكن لهذه الفئة المكعبة أن تكون:

مكعبة بسيطة: (شكل أ 2-11) مثال: بلورة كلور الصوديوم.

مكعبة مركزية الجسم: (شكل ب 2-11) مثال: بلورة كلور السيزيوم.

مكعبة مركزية الوجوه: (شكل ج 2-11) مثال: بلورة النحاس.



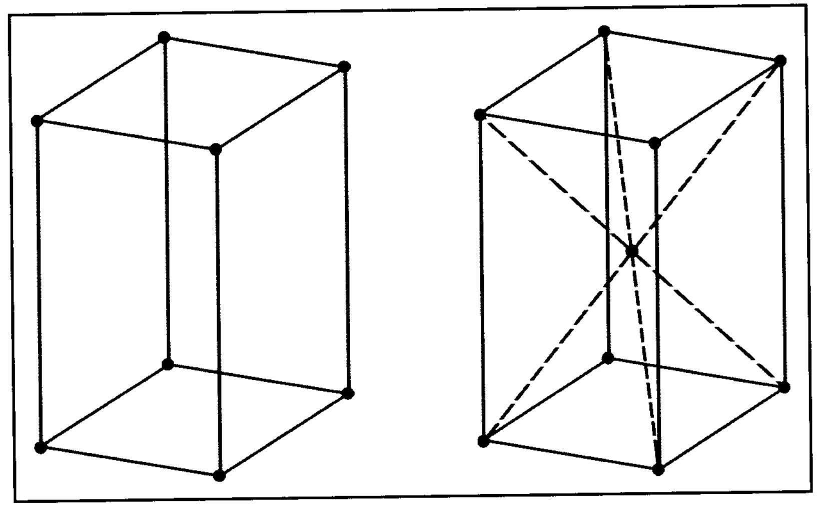
الشكل (2-11) نموذج الفئة المكعبة

2- المجموعة الثانية: رباعية الأضلاع (شكل 3-11) ومثالها القصدير الأبيض وأوكسيد التيتان (TiO_2) وتتمتع بالخصائص التالية:

اضلاعها : $A = b \neq C$

زواياها : $\propto = \beta = \gamma = 90^{\circ}$

ويمكن لهذه أن تكون بسيطة أو مركزية الجسم.



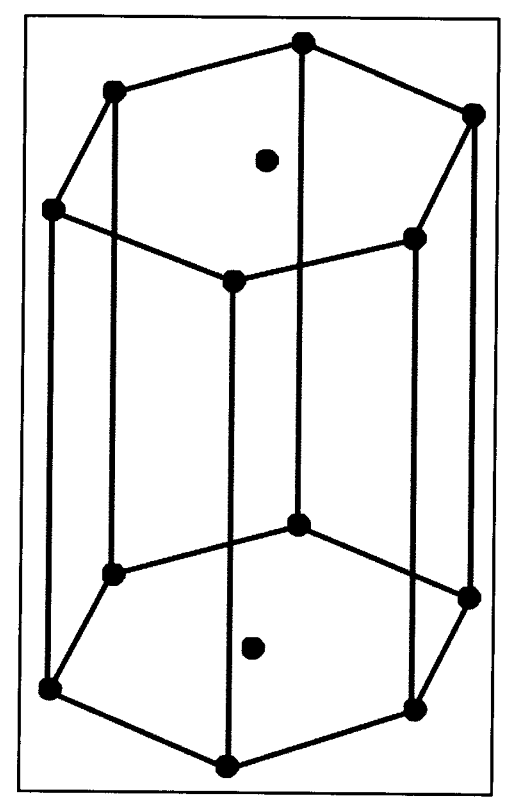
الشكل (3-11) نموذج الفئة رباعية الاضلاع

3- المجموعة الثالثة: سداسية (شكل 4-11). ومثالها الغرافيت رالاباتيت واوكسيد السيليسيوم (SiO_2) وتتمتع بالخواص التالية:

الاضلاع : $A = B \neq C$

الزوايا : $\propto = \beta = 90^{\circ}$

$\gamma = 120^{\circ}$



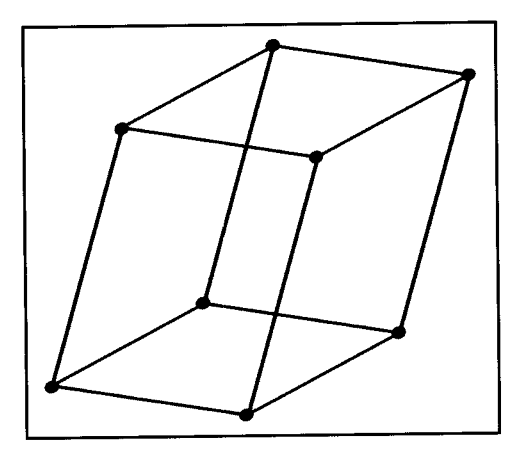
الشكل (11-4) نموذج الفئة السداسية

4- المجموعة الرابعة: معينية (الشكل 11-5)، وتدعى هذه المجموعة ايضاً: ثلاثية الميل. مثالها بلورة الكالسيت (كربونات الكالسيوم)، ونترات الصوديوم.

خصائصها العامة:

اضلاعها: $A = B = C$

زواياها: $\propto = \beta = \gamma \neq 90^{\circ}$



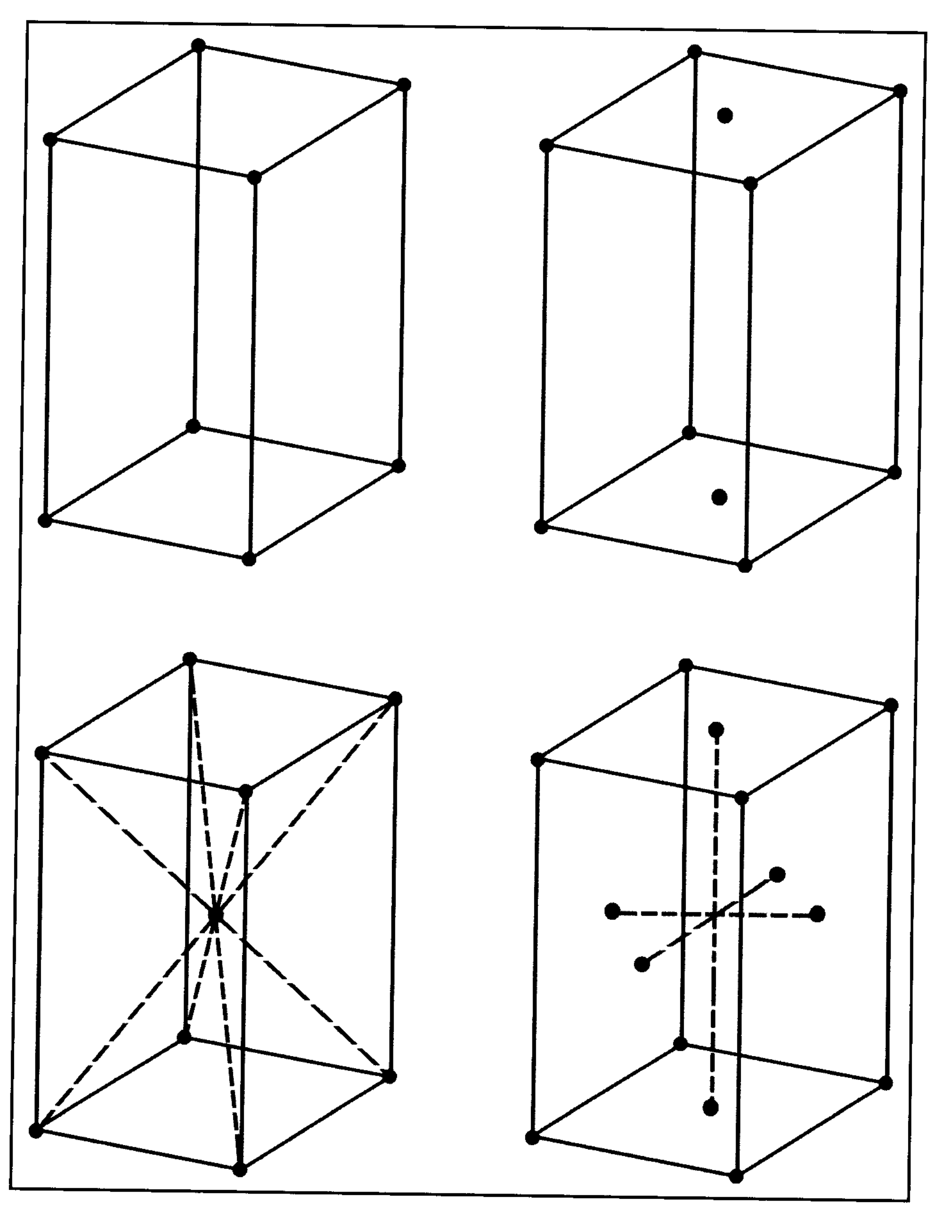
الشكل (11-5) نموذج الفئة المعينية

5- المجموعة الخامسة: معينية مستقيمة (شكل 11-6)، مثالها الكبريت المعيني ونترات البوتاسيوم، وكبريت الباريوم، خصائصها العامة:

اضلاعها: $A \neq B \neq C$

زواياها: $\propto = \beta = \gamma = 90^\circ$

يمكن لهذه الفئة أن تكون: مركزية الطرفين، مركزية الوجوه، مركزية الجسم، بسيطة.



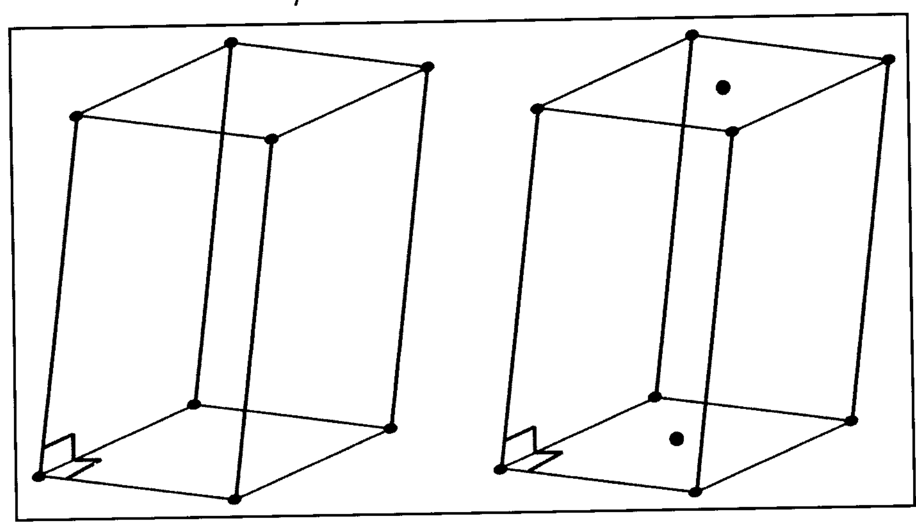
الشكل (6-11) نموذج الفئة المعينية المستقيمة

6- المجموعة السادسة: احادية الميل (شكل 7-11)، مثالها الكبريت الموشوري، وكبريت الكالسيوم ثنائية الماء البلوري $(CaSO_4 2H_2O)$ تتمتع بالخصائص التالية:

اضلاعها: $a \neq B \neq C$

زواياها: $\propto = \gamma = 90^\circ$

$\beta \neq 90^\circ$

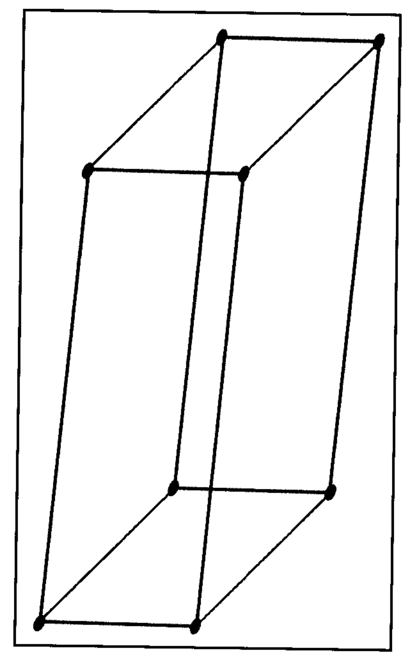


الشكل (7-11) نموذج الفئة احادية الميل

7- المجموعة السابعة: ثلاثية الميل (شكل 8-11) مثالها كبريتات النحاس خماسية الماء البلوري $(CaSO_4 5H_2O)$ وتتمتع بالخواص التالية:

اضلاعها: $a \neq B \neq C$

زواياها: $\propto \neq \beta \neq \gamma \neq 90^\circ$

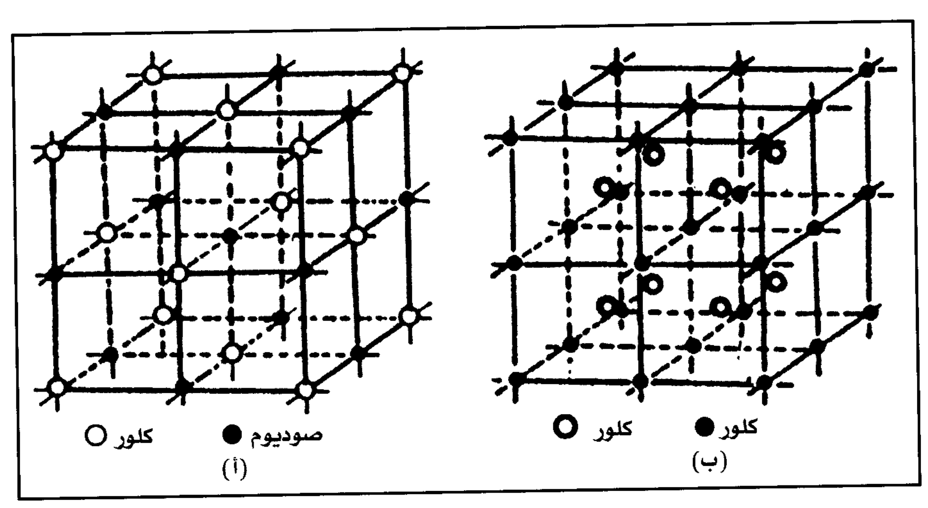


الشكل (8-11) نموذج الفئة ثلاثية الميل

11-3 البنية الشبكية للبلورات *Crystale lattice structare* :

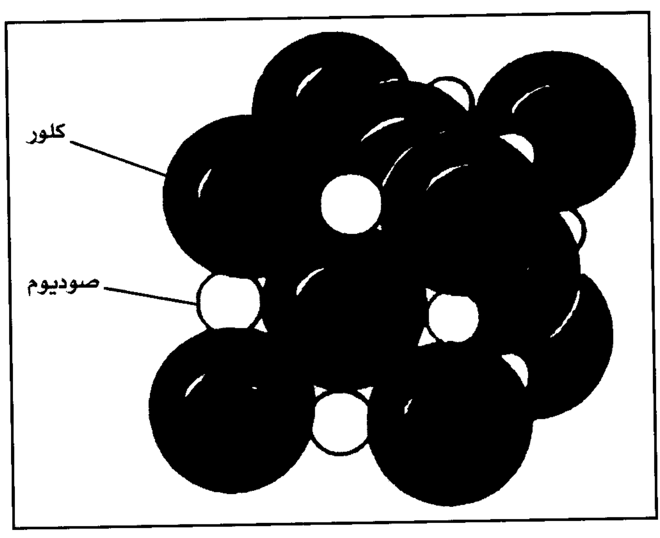
يمكننا التوصل الى فهم البية الشبكية الفراغية للبلورات من خلال استعراضنا التدريجي لبعض الامثلة البسيطة:

فانتظام شوارد الصوديوم، والكلور في بلورة ملح الطعام المكعبة البسيطة يتم باحتلال هاتين الشاردتين لذرا المكعب بشكل متناوب (شكل أ 9-11)، اما في بلورة السيزيوم المكعبة مركزية الجسم فأن شوارد السيزيوم وحدها هي التي تشغل ذرا المكعب في حين تحتل شاردة الكلور مركزه (شكل ب 9-11).



الشكل (9-11) البنية الشبكية الفراغية لبلورات كلور الصوديوم (أ) وكلور السيزيوم (ب)

أن البنية الشبكية الممثلة في الشكل السابق ليست دقيقة لانها لاتراعي ابعاد الشوارد الموجبة والسالبة. لذلك فأننا نستطيع ان نعبّر عن البنية البلورية الحقيقية لملح الطعام (الشكل 10-11).



الشكل (10-11) البنية البلورية الحقيقية لملح الطعام

تمكننا هذه الاشكال للبنى البلورية من استنتاج الخواص المشتركة التالية:

أ- انتظام المقيدات (ذرات، شوارد، جزيئات) أو العناصر المكونة للشبكة على شكل صفوف.

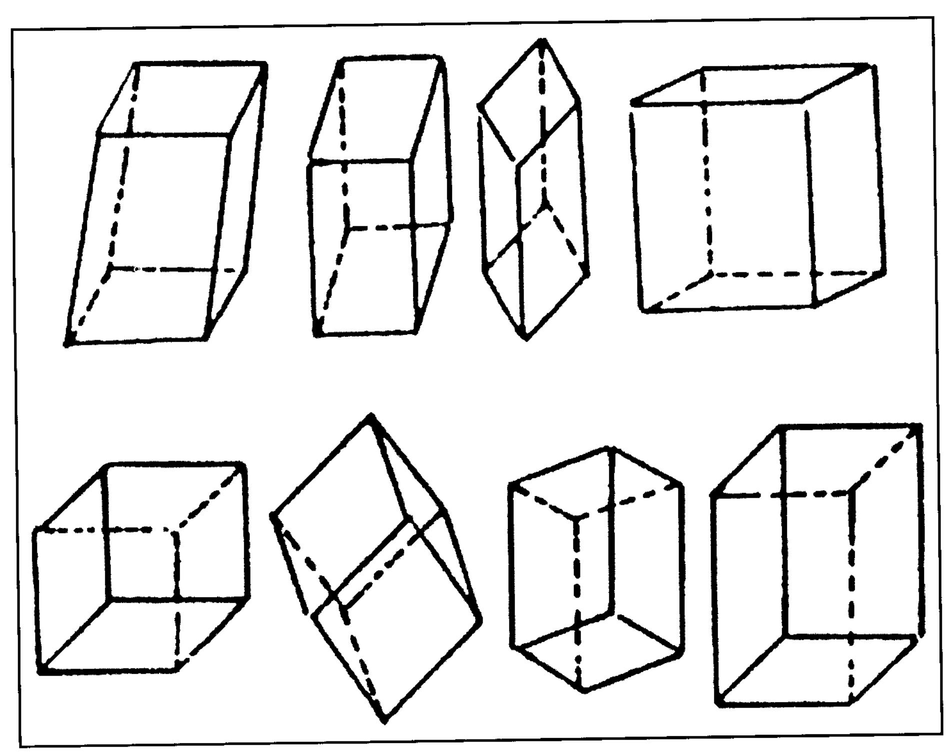
ب- تساوي المسافات الفاصلة بين العقيدات المتماثلة عندما نسير في نفس الاتجاه.

ج- توزع العقيدات المتماثلة بشكل متكرر ودوري في البلورة.

د- ينتج عن ربط العقيدات المتماثلة مع بعضها البعض بصورة متوازية مجموعة من متوازيات السطوح المتجاورة، يشترك كل اثنين منها في وجه واحد، وتحتل ذراها عقيدات متماثلة، وتدعى هذه المجموعة بالشبكة الفراغية البسيطة. هذا وتختلف انواع متوازيات السطوح باختلاف الشبكات البلورية ونجد في (الشكل 11-11) اكثر نماذجها انتشاراً.

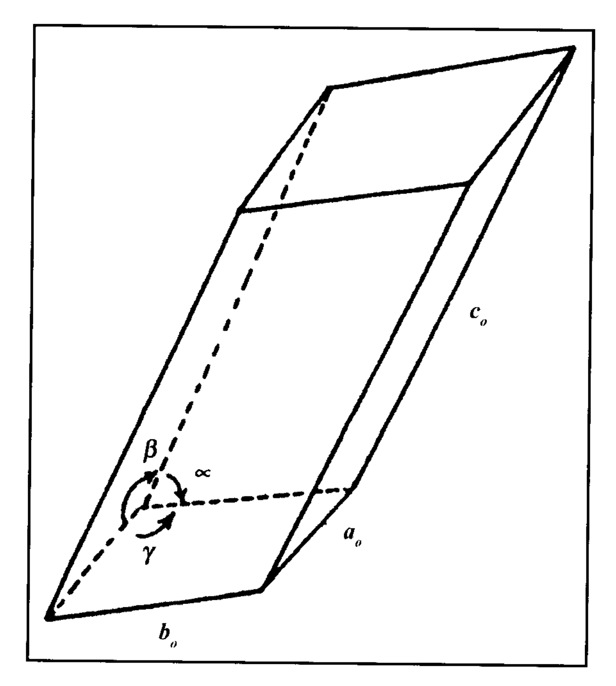
يتكون متوازي السطوح من ستة سطوح (كل اثنين منها متوازيان متساويان) ومن(12) ضلع (كل اربعة منها متساوية ومتوازية)، ومن ثمانية رؤوس. وترتبط هذه العتاصر ببعضها بالعلاقة التالية:

عدد الوجوه + عدد الرؤوس = عدد الاضلاع + 2



الشكل (11-11) بعض نماذج متوازيات السطوح

ويتعين شكل، وكبر متوازي السطوح بالزوايا $(\propto, \beta, \gamma)$ المحصورة بين ثلاثة اضلاع منه غير متوازية، ومتقاطعة في نقطة واحدة (ويندر أن تكون هذه الزوايا قائمة). وبالاضلاع (a_o, b_o, c_o) التي يرجّح عدم تساويها في معظم الحالات (شكل 11-12).



الشكل (12-11) متوازي سطوح حددت عليه الزوايا
$(\propto, \beta, \gamma)$ والاضلاع (a_o, b_o, c_o)

عند اجتماع شبكتين بلورتين بسيطتين (مثل شبكة الكلور، وشبكة الصوديوم كل على حدة في بلورة الطعام) أو أكثر ضمن بعضهما البعض نحصل على مايسمى بالشبكة البلورية المعقدة (مثال شبكتي الكلور و الصوديوم معاً في بلورة ملح الطعام).

تعود بدايات نظرية البنية البلورية الى العالم خيوجنسن (في القرن السابع عشر)، الا أن الفضل في تأسيسها وارساء قواعدها يعود للعالم براڤة (في منتصف القرن التاسع عشر) وبعد التحقق من صحة هذه النظرية تمت صياغتها في قانون يسمى: قانون البنية الشبكية البلورية.

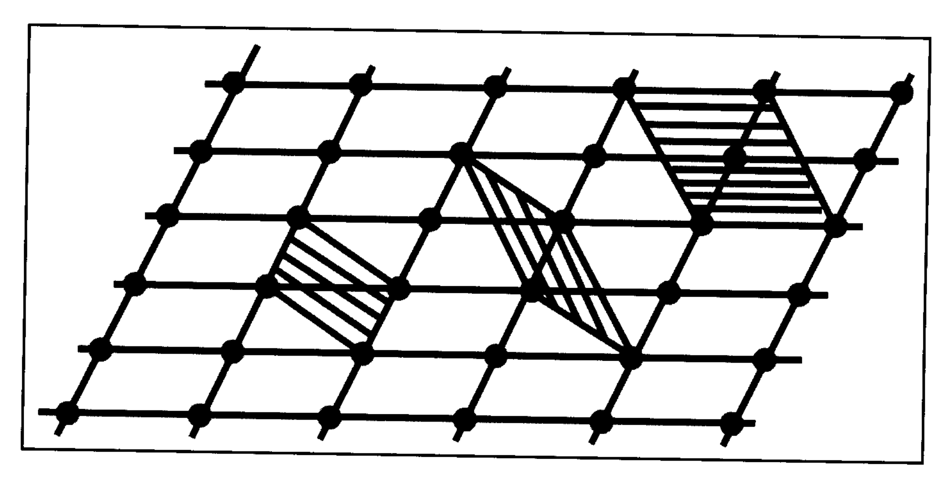
يمكننا بالاعتماد على علم الهندسة الفراغية الحصول على (14) شكلاً مختلفاً من الشبكات البلورية الفراغية البسيطة تسمى شبكات براڤه. وهذا يعني وجود اربعة عشرة امكانية تستطيع بموجبها النقاط المتشابهة التوزع بشكل منتظم ثلاثي الابعاد.

11-4 خصائص البنية الشبكية الفراغية للبلورات

تقع جميع نقاط الشبكة الفراغية على خطوط مستقيمة يدعى كل واحد منها صف الشبكة الفراغية. ولكل صف في الشبكة مجموعة صفوف موازية له. وتكون المسافات بين كل عقدتين متماثلتين متساوية في الصف الواحد، وفي الصفوف المتوازية، ومختلفة في الصفوف غير المتوازية (تتساوى أيضاً في الصفوف المتناظرة).

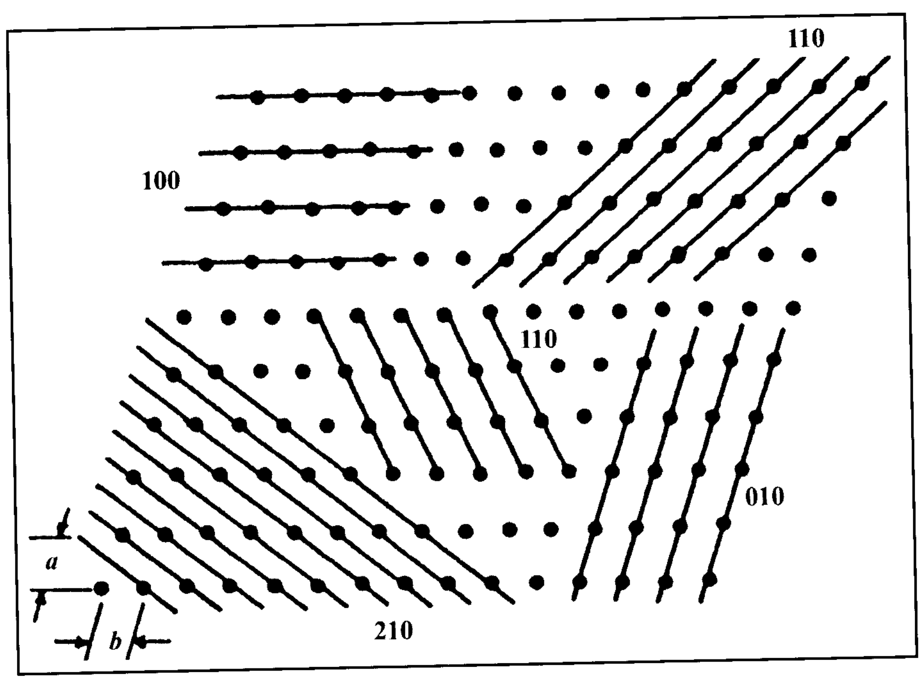
لاتتوزع نقاط الشبكة الفراغية حسب خطوط مستقيمة فقط، وانما حسب مستويات، ويدعى المستوى المار من نقاط الشبكة الفراغية بالشبكة المستوية. وتتحدد الشبكة المستوية بثلاث نقاط لاتقع على خط مستقيم واحد.

يمكن تقسيم كل شبكة مستوية بواسطة مجموعتين من الصفوف المتوازية الى عدد من متوازيات الاضلاع (مستطيلة، مربعة، معينة) المتجاورة التي يشترك كل اثنين منها بضلع أو صف واحد، (الشكل 13-11).



الشكل (11-13) شبكة مستوية مع عدد من متوازيات الاضلاع

يمكننا رسم العديد من المستويات التي تمر في نقاط الشبكة البلورية المستوية (شكل 11-14)، ويحتمل أن يكون كل واحد منها وجهاً للبلورقيمكن تمميزه باعداد ثلاثية تعرف بدلائل ميللر. ونحصل على دلائل أي مستوى بعدّ المستويات التي نمر بها بين نقطة من الشبكة البلورية ونقاط آخرى عندما نسير بالاتجاهات (a,b,c) بالترتيب. فاسم مجموعة المستويات الواقعة الى يسار واسفل (الشكل 11-14) يدل على أن علينا أن نمر في مستويين بين نقطتين من الشبكة في اتجاه المحور (a) وان نمر في مستوى واحد فقط من الشبكة باتجاه المحور (b). ولا نمر في أي نقطة باتجاه المحور (c)، ولهذا تتميز هذه المجموعة من المستويات بالدلائل (210). أما الدلائل التي ترمز الى المجموعة الواقعة في الزاوية العلوية اليمنى من الشكل فهي (110). تدل الاشارة السالبة على أننا اذا تجاوزنا مستوياً عند سيرنا بالاتجاه الموجب ل (a) من الضروري أن نسير بالاتجاه السلبي ل (b) حتى نستطيع المرور في ذات المستوى وهكذا. ولما كان من الممكن أن نميز كل وجه من البلورات بثلاثية دلائل يرمز لها ب (HKL).



الشكل (11-14) متوازي سطوح حددت عليه الزوايا

- تتوقف كثافة توزع النقاط (العقيدات) في الشبكة الفراغية على المسافات الفاصلة بينها في كل شبكة مستوية. وتدعى كمية العقيدات في واحدة السطوح في الشبكة المستوية: الكثافة العقدية، أو الكثافة الشبكية. بحيث تتساوى الكثافة العقدية في الشبكات المستوية المتوازية، ولا تتساوى في الشبكات المستوية غير المتوازية (عدا حالات التناظر).

11-5 الصفات الأساسية والثانوية للبلورات

ترتبط صفات الاجسام البلورية بتركيبها الكيميائي. أي بصفات العقيدات المادية (عناصر، شوارد، ذرات، جزيئات) المركّبة لها. وتتغير هذه الصفات تغيراً تدريجياً على شكل قفزات نتيجة لتشكل بنى بلورية جديدة للمادة نفسها.

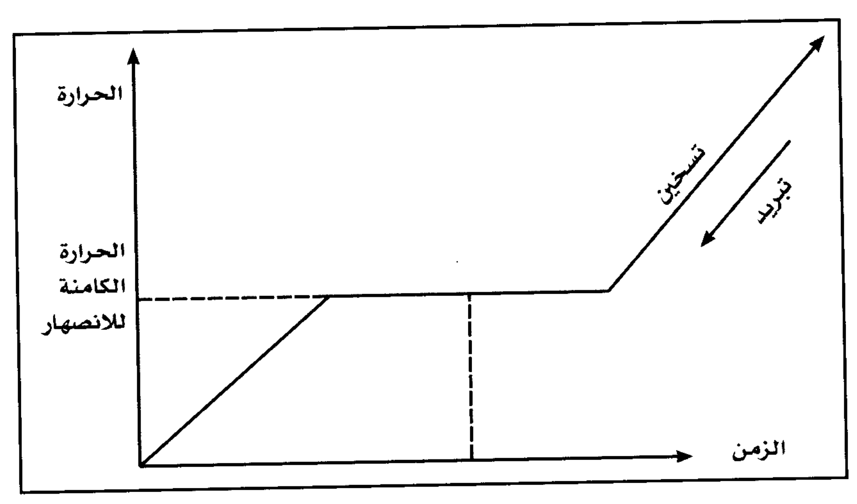
الصفات الاساسية: ترتبط بنظم البنية الشبكية العامة وأهمها: القدرة الكامنة الدنيا للبلورات،ثبات واستقرار البلورات. تجانس البلورات، عدم تماثل الخواص في البلورات...

الصفات الثانوية: لا ترتبط بنظام البنية العامة، بل بالنواحي التفصيلية فيها وأهمها: قدرة البلورات على الانفصام وفقاً لسطوح معينة تدعى سطوح الانفصام. وقدرة البلورات على اكتساب شحنات كهربائية مختلفة على الاطراف عند تعرضها للشد أو عند تغير درجة الحرارة.

سوف نتعرض الأن لبعض الصفات الاساسية للبلورات:

11-5-1 القدرة الكامنة الدنيا للبلورات:

تنتقل العقدات المكونة للمادة عند التبلور من حالة التوزع الفوضوي الى حالة الانتظام المتناسق في بنية بلورية فراغية معينة. ويترافق هذا الانتقال بإنتشار للحرارة. ويحصل العكس عند انصهار جسم بلوري وانتقاله الى الحالة السائلة (أي أنه يقوم بامتصاص الطاقة). وتعمل حرارة التسخين على تهديم البنية الشبكية البلورية بتنشيطها للحركة التذبذبية الحرارية للعقيدات مما يؤدي لاختلاط عناصرها. وتدعى الحرارة المنتشرة عند التبلور، والممتصة عند الانصهار بالحرارة الكامنة للانصهار (شكل 15-11).



الشكل (11-15) منحنى تسخين جسم بلوري

تتصف المواد البلورية بامتلاكها طاقة داخلية منخفضة بالمقارنة مع الطاقة الكامنة لنفس المواد عندما تكون بحالة عديمة الشكل (غير بلورية). وتجدر الاشارة أيضاً الى أن انصهار الاجسام المتبلورة يتم دائماً وأبداً في نفس الدرجة من الحرارة في حين تنصهر المواد عديمة الشكل (كالشموع، حموض دسمة...) ضمن مجال حراري تبدأ فيه بحالة طراوة عجينية ثم تتحول بعدها الى حالة الشفوفية رالانصهار الكلي.

11-5-2 ثبات واستقرار البلورات

عندما نقوم بمقارنة الروابط القائمة بين جزيئات المادة في حالاتها الثلاثة (الغازية، والسائلة، والصلبة) فأننا نتبين الوقائع التالية:

1- في الغازات: تكون الروابط بين الجزيئات ضعيفة. أما سلوكيتها الحركية فتتم وفقاً لخطوط مستقيمة تتغير اتجاهاتها عند الاصطدام فقط.

2- في السوائل: تصبح الروابط بين الجزيئات أقوى بحيث لا تسمح بانفصال الجزيئات عن بعضها البعض تحت تأثير القوى الحركية الذاتية (الحركة التذبذبية حول وضع التوازن، والحركة الانزياحية بالنسبة لبعضها البعض).

3- في الاجسام الصلبة البلورية: يكون ارتباط الجزيئات ببعضها البعض ضمن الشبكة البلورية قوياً الى الحد الذي يمنع حدوث حركات اهتزازية فقط. وتختلف الاجسام البلورية عن الاجسام عديمة الشكل بانتظام جزيئات المادة في بنية شبكية بلورية فقط.

يتضح مما سبق تمتع البنى الشبكية بالثبات والاستقرار الكبير، الذي يبقى مستتراً مالم تتعرض هذه البنى لقوى قاهرة تتغلب على الروابط التي توحّد بين جزيئاتها، فتعمل على انعتاقها من النظام البلوري.

11-5-3 تجانس البلورات:

نستطيع التمييز بين تجانس الاجسام البلورية، وتجانس الاجسام عديمة الشكل من خلال التعاريف الثلاث التالية:

أ- تعريف التجانس بصورة عامة: ندعو جسماً من الاجسام بأنه متجانس عندما تتساوى الصفات في جميع اجزائه. ويعود هذا التماثل في الخواص الى توزع المواد المركبة للاجسام (ذرات، شوارد، جزيئات) فيها توزعاً متجانساً اضافة لقبولنا المسبق باعتبار الشوارد أو الذرات أو الجزيئات وحدات متجانسة.

ب- التجانس البلوري: وهو احدى الصفات الخاصة المميزة للاجسام البلورية، والتي تنتج عن توزع للعقدات تكون بموجبه جميع الجزيئات المتماثلة موزّعة بالنسبة لأية واحدة منها، توزعاً متماثلاً. (ينطبق هذا التعريف على المناطق

العميقة من البلورة فقط نظراً لتراص الجزيئات على السطوح البلورية). ولهذا التعريف علاقة بعدم تماثل خواص الاجسام البلورية في جميع الاتجاهات الذي سيمر معنا في الفقرة اللاحقة.

ج- التجانس الاحصائي: ويدل على التوزع الوسطي لجزيئات غاز، أو سائل، أو مادة عديمة الشكل في واحدات حجم معينة، وفي فترات زمنية معينة.

يتأثر التجانس البلوري بعدد من العوامل مثل:

1- كون المنطقة البلورية سطحية أو عميقة (تقارب العقد في المناطق السطحية).

2- وجود شوائب في المحلول، اندمجت مع البلورة اثناء تشكلها.

3- تشوه البنية الشبكية نتيجة لظروف التبلور.

11-5-4 عدم تماثل الخواص في البلورات:

تتماثل خواص الاجسام الموجودة في الطبيعة وتتساوى في جميع الاتجاهات. فمهامل النقل الحراري لجسم متماثل الخواص مثلاً يكون واحداً في جميع اتجاهات المادة. ويعود ذلك الى التوزع الفوضوي للجزيئات الذي يتحقق في كل من الغازات والسوائل والاجسام عديمة الشكل.

أما في البلورات التي تسمى أجساماً غير متماثِلة الخواص فان الامر مختلف، ويعود ذلك الى توزع الجزيئات المتماثلة في الشبكات الفراغية على مسافات تتساوى في الصفوف المتوازية فقط (ينتج عنها تماثل الصفات) وتختلف في الصفوف غير المتوارية (فتولد عدم تماثل الخواص، عدا حالات التناظر) وهذا يعني ان قيمة المعامل المدروس كعامل التمدد الحراري، وقرينة الانكسار... يتعلق بالاتجاه الذي يقاس به.

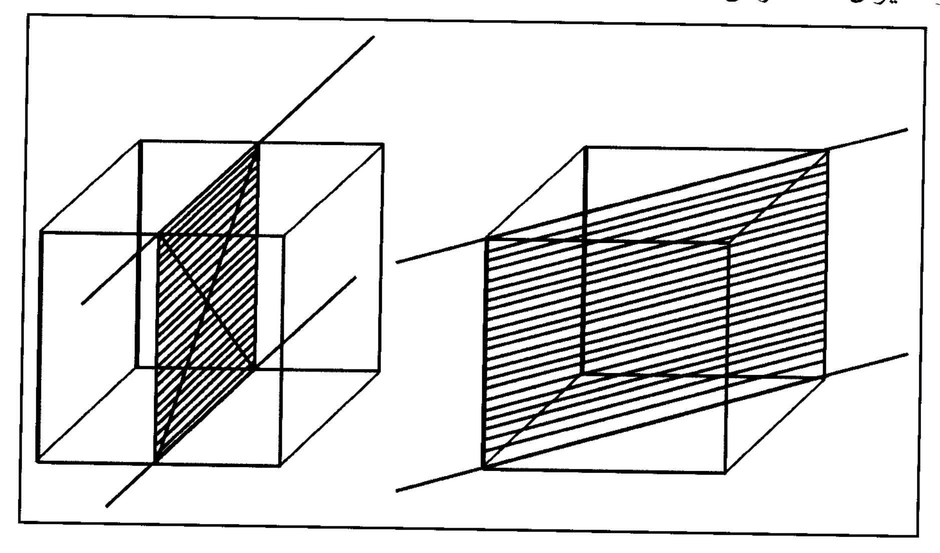
يمكن للاجسام متماثلة الخواص أن تصبح غير متماثلة الخواص في ظل ظروف معينة. فالزجاج عديم الشكل يتحول عند تعريضة للضغط، أو تحت تأثير درجة الحرارة الى بنية بلورية غير متماثلة الخواص.

أن عدم تساوي قوى التماسك في البلورات بالاتجاهات المختلفة يؤدي الى تشقق البلورات وانفصالها وفق سطوح معينة في البنية البلورية الفراغية. وتدعى قدرة البلورات على الانفصام وفقاً لهذه السطوح، بالانصام كما تدعي سطوحه بسطوح الانفصام.

11-5-5 بعض الصفات الاساسية الاخرى

11-5-5-1 صفة التناظر:

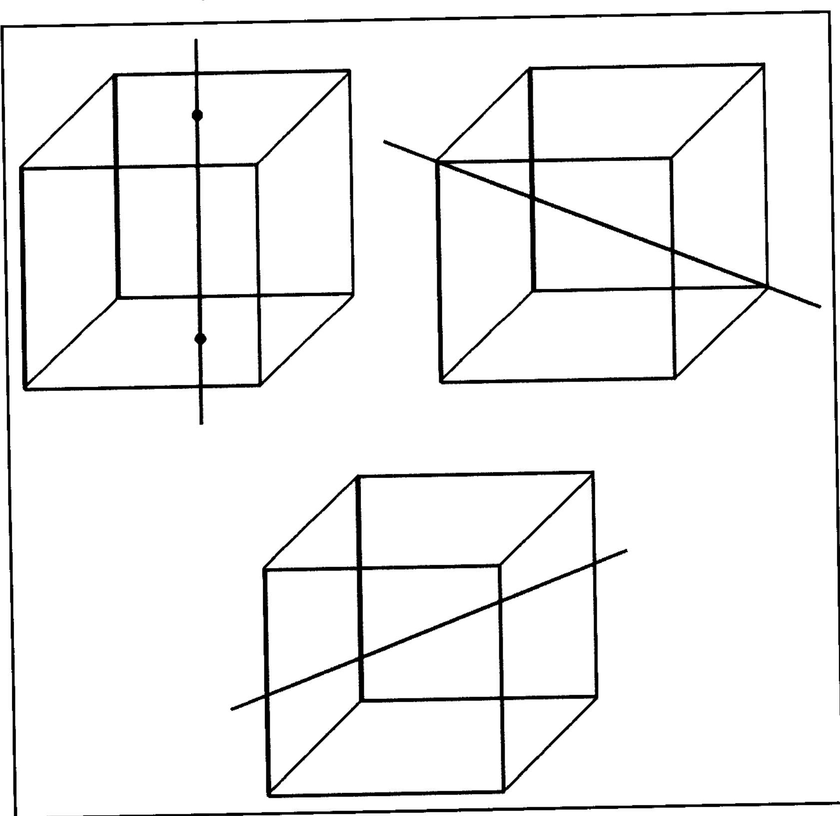
لا تقتصر هذه الصفة على البلورات فقط، بل تشمل ايضاً عالمي النبات والحيوان. سنتعرض فقط لثلاثة عناصرمن عناصر التناظر.



الشكل (11-16) بعض سطوح التناظر في البلورات

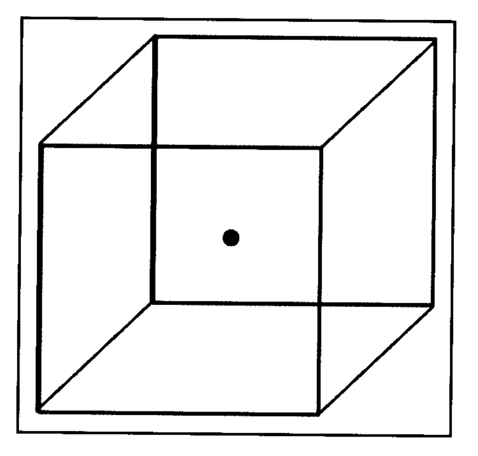
1- سطح التناظر: يعتبر للبلورة سطح تناظري اذا أعطت عند شطرها بمستو تخيلي قسمين متشابهين تمام التشبه أحدهما خيال الآخر في المرآة (شكل 11-16).

2- محور التناظر: هو الخط الذي تستطيع البلورة عند دورانها حوله أن تعطي شكلها الاصلي اكثر من مرة. فإذا ظهر شكلها بعد دورانها (180°) دعي المحور ثنائياً، وإذا تكرر الظهور بعد (120°) كان المحور ثلاثياً وبعد (90°) رباعياً، وبعد (60°) سداسياً، (شكل 17-11).



الشكل (17-11) بعض محاور التناظر في البلورات

3- مركز التناظر: هو النقطة التي إذا مر بها أي خط قسم سطح البلورة بمسافات متساوية في جميع الاتجاهات، (شكل 18-11).

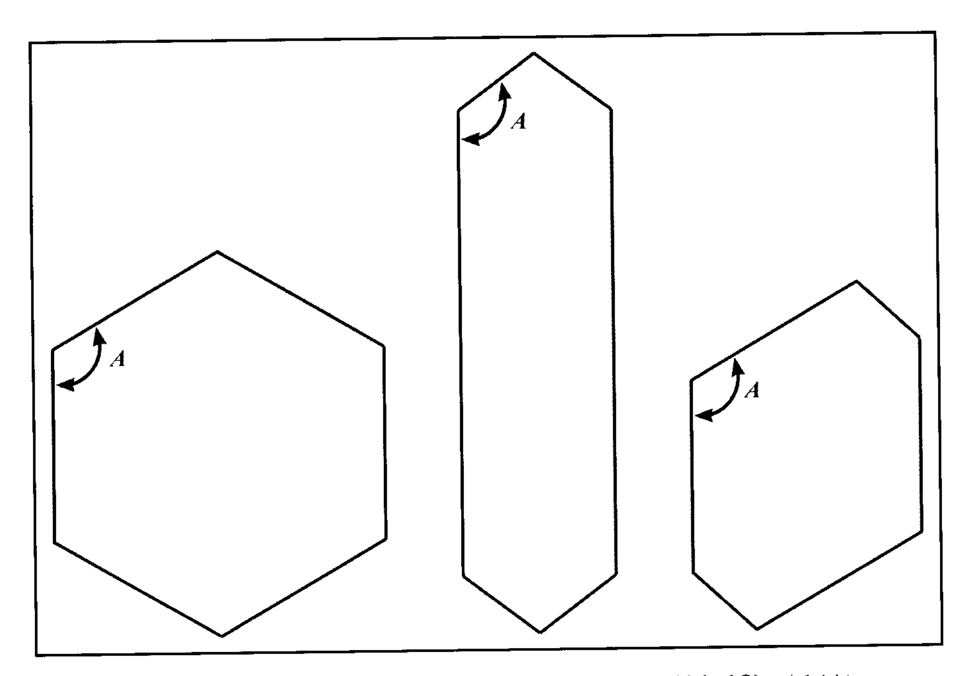


الشكل (18-11) مركز التناظر في البلورة

يمكن للبلورة أن تمتلك اكثر من سطح أو محور تناظري، ويعتمد عدد عناصر التناظر الموجودة على طبيعة الجسم والمادة المتبلورة. ففي حين تمتلك بلورة كلور الصوديم(23) عنصراً تناظرياً نجد أن بلورة كبريتات النحاس، خماسية الماء البلوري ليس لها أي عنصر تناظري.

11-5-5-2 ثبات الزوايا:

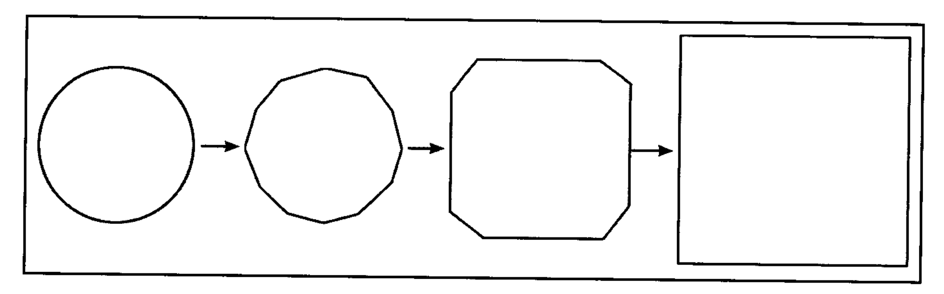
يمكن لشكل البلورة النهائي أن يختلف بحسب شروط التبلور، أما الزوايا الحاصلة بين سطوح وجوه التبلور فتبقى دائماً وابداً ثابتة، يوضح (الشكل 19-11) هذه الناحية حيث نرى أن الزاوية (A) الموجودة بين وجهين من وجوه التبلور تبقى واحدة لا تتغير مهما اختلف الشكل العم للبلورة.



الشكل (11-19) ثبات الزوايا رغم اختلاف الشكل العام للبلورة

11-5-5-3 قدرة البلورات على التحدد أو التغلف الذاتي:

تتضمن هذه الخاصة قدرة البلورة على التغلف بوجوه مستوية عند نموها الحر، ويرتبط ذلك بالبنية الشبكية لها. فعند وضع جزء من بلورة منحوتة بشكل كروي في محلول فوق مشبع لمادة البلورة نفسها فإننا نلاحظ بدء نمو البلورة وفق سطوح متباينة السرعة مما يؤدي للانتقال من الشكل الكروي إلى الشكل متعدد الوجوه يتفق مع خواص البنية الشبكية الداخلية للبلورة، (الشكل 20-11).



الشكل (11-20) مراحل استعادة بلورة كلور الصوديوم المنحوتة بشكل كروي لشكلها الطبيعي عند وضعها في الشروط الملائمة لنموها

11-5-5-4 صفات آخرى:

يعّبر عنها بقوانين هندسية بلورية مثل قانون الاعداد الصحيحة، وقانون النطاقات، و....

11-6 التحديد النهائي لمفهوم البلورة:

بعد معرفتنا لكل ما سبق من خواص مميزة للبلورات، يمكننا استبدال التعريف الاولي للبلورة الذي بدأنا به البحث، بمفهوم نهائي، علمي، دقيق يأخذ بعين الاعتبار، البنية الشبكية، وقدرة التغلف الذاتي، والقوانين الهندسية البلورية. هذه الصفات ترتبط جميعها بالبنية الداخلية للبلورة ويعبر عنها بقانون الشبكة الفراغية.

تعريف البلورات: هي عبارة عن أجسام ذات بنى منتظمة، تتوزع فيها العقيدات تبعاً لقانون الشبكة الفراغية.

11-7 تشكل البلورات:

يمكننا الحصول على الاجسام البلورية، إنطلاقاً من الغازات، والسوائل والاجسام عديمة الشكل.

أ- من الغازات: يكون ذلك بتسخين كمية من اليود في انبوب اختبار، فنلاحظ تشكل بلورات اليود على جدران الانبوب الباردة بعد مرور السائل بالحالة البخارية (الغازية). ويمكن الحصول أيضاً على بلورات المغنيزيوم بالاسلوب السابق نفسه.

ب- من السوائل: سواء كانت بشكل محاليل أو مصاهير. ولفهم شروط التشكل لابد من الوقوف على بعض التعاريف:

- تعريف المحلول المشبع: هو المحلول الذي تعجز مادته الحالة عن حل أي كمية اضافية من المادة المنحلة فيه وذلك في شروط الظغط والحجم، والحرارة نفسها.
- تعريف المحلول غير المشبع: هو المحلول القادر على حل كمية إضافية من المادة الصلبة في شروط الضغط والحجم والحرارة نفسها.

بعد هذه التعاريف نستطيع أن نقول أن نمو ونشؤ البلورات يتم على حساب الفائض من المادة المنحلة فقط. وبالتالي فإن التبلور لا يتم إلا في المحاليل فوق المشبعة. أما في المحاليل غير المشبعة فيحدث انحلال للبلورات بدلاً م نشؤئها، ولا يحصل نمو ولا انحلال للبلورات في المحاليل المشبعة.

ج- من الاجسام عديمة الشكل: كما في تحول الزجاج الصنعي عديم الشكل مع مرور الزمن الى الحالة البلورية.

يترافق انتقال المواد من الحالات الثلاثة (الغازية، السائلة، الصلبة عديمة الشكل) إلى الحالة البلورية بتحرير للطاقة يظهر على شكل حرارة وهذا يعني أن الانتقال إلى الحالة البلورية يعني الانتقال إلى الحالة التي تحتفظ به المواد بأدنى قدر من الطاقة.

يمكن للبلورات أن تنمو في الشروط الملائمة فتعطي اشكالاً بلورية، وتدعى

هذه الظاهرات بالافتراس البلوري ويترافق ذلك بتناقص السطح بالنسبة للحجم وبتاقص السوية العامة للطاقة. أما ابعاد البلورات فيمكن أن تقدر:

1- بالامتار كما في بلورة الفلدسبات التي تزن (100) طن وبلورة الكوارتز التي تزن(10) طن، وبلورة الميكا التي تعادل سطحها (7م^2).

2- بالسنتيمترات كما في الغرانيت (1-3 سم).

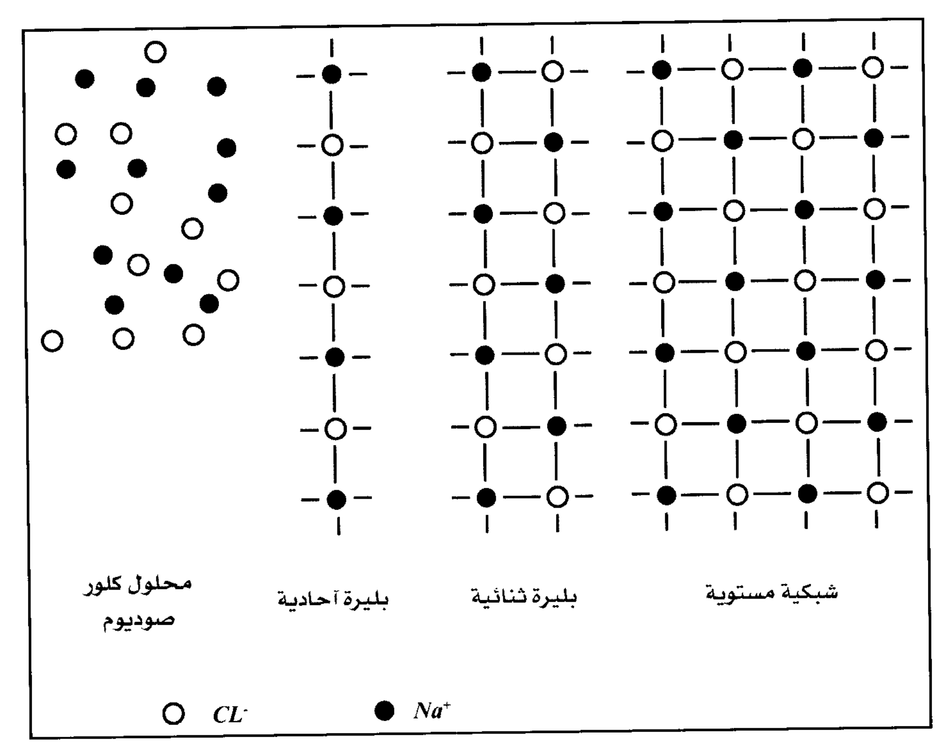
3- بالمليمترات كما في الصخور الرسوبية والاندفاعية.

4- باسنخدام ادوات مجهرية كما في ابعاد بلورات المعادن والمركبات الكيميائية.

11-8 ظهور مراكز التبلور:

عند تبريد محلول كلور الصوديوم، تتناقص الطاقة الحركية (التذبذبية والانتقالية) لشوارده، وتسيطر قوى التجاذب بينها، مما يؤدي إلى تشكل سلاسل مفردة قصيرة من اعداد قليلة من الشوارد الموجبة والسالبة تدعى البلورات وحيدة البعد. تتقارب البلورات وحيدة البعد بحيث تتقابل فيها الشوارد المتعاكسة بالشحنة فيتشكل نتيجة لذلك بليرات ثنائية الابعاد ثم شبكات بلورية أولية تعطي في نهاية الامر البنية الشبكية النهائية (الشكل 11-21).

يطلق على الاشكال البلورية الصغيرة اسم مراكز التبلور، ولا يقتصر ظهور هذه المراكز على المحاليل فوق المشبعة فقط، بل تظهر أيضاً في المحاليل المشبعة. ولكن نظراً لعدم وجود فائض كبير من المادة المنحلة في المحاليل المشبعة فإن هذه المراكز لا تلبث أن تنحل مرة آخرى.



الشكل (11-21)

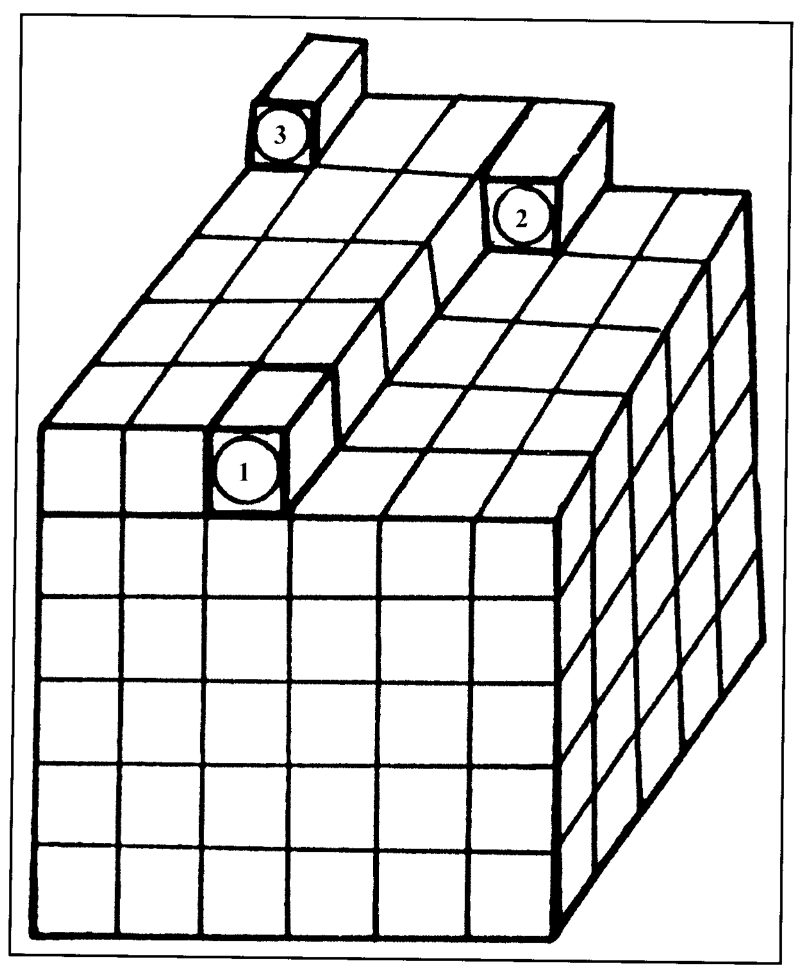
يمكن للعديد من العوامل أن تساعد على بدء وتسريع عملية التبلور مثل:

- سقوط بلورات من المادة المنحلة في المحلول المشبع.
- خلط المحلول وخضه.
- سقوط غبيرات مجهرية أو فوق مجهرية في المحلول.

11-9 نظرية نمو البلورات:

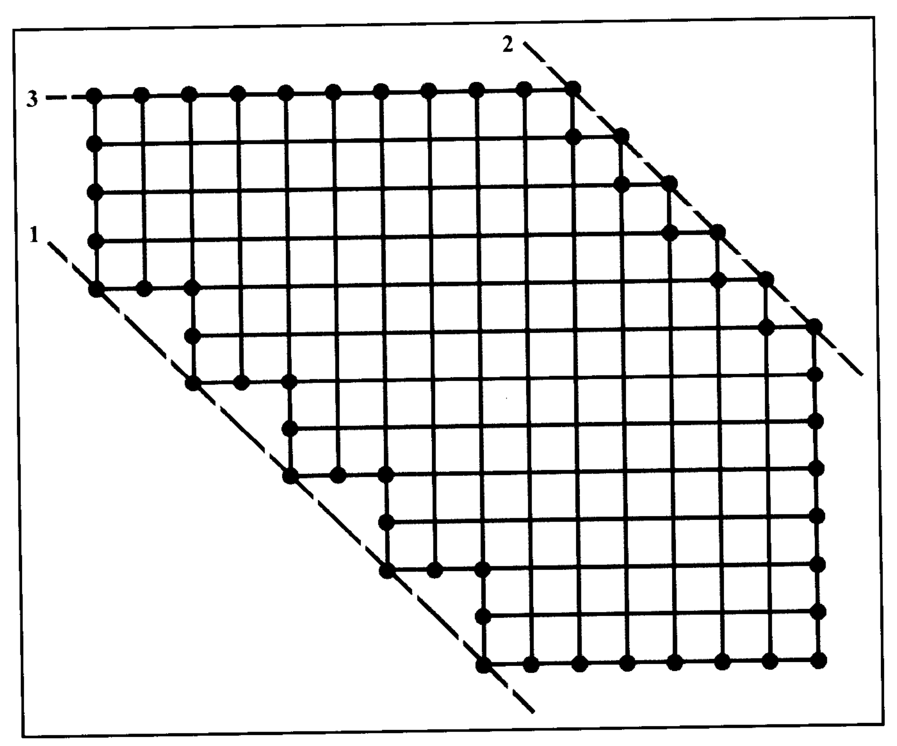
تفسر هذه النظرية كيفية تتابع توضع الجزيئات على وجوه البلورات الأخذة في النمو. وبحسب هذه النظرية فأنه عند نمو وجه من الوجوه البلورية لا يمكن

البدء في بناء صف جديد قبل الانتهاء من الصف السابق تماماً. كما لا يمكن البدء بتشكيل طبقة جديدة قبل اكتمال بناء الطبقة السابقة (الشكل 22-11). ويعود ذلك إلى مقدار قوى الجذب المطبقة على العناصر المستخدمة في بناء الصفوف والطبقات...



الشكل (22-11) افضليات توضح الجزيئات على وجوه البلورات الآخذه في النمو

أما سرعة نمو وجوه البلورة فتكون مختلفة وتتعلق بالكثافة العقدية لنيتها الشبكية أو قانون براڤهالذي ينص على أن الوجوه ذات الكثافة العقدية الكبيرة تنمو بسرعة أقل من الوجوه ذات الكثافة العقدية الصغيرة (أي أن البلورات تتغلف في نهاية الامر بوجوه ذات كثافة عقدية أعظمية). وهذا يؤدي إلى تناقص الوجوه ذات النمو السريع في البلورة لصالح الوجوه ذات النمو البطئ (الشكل 23-11). وبالظروف السائدة اثناء التبلور.



الشكل (23-11) سرعة نمو الوجوه المختلفة تبعاً لكثافتها العقدية

11-10 تأثير العوامل الخارجية على نمو البلورات:

11-10-1 تأثير وضعية البلورة، وعدم تجانس المحلول:

عندما تتوضع البلورات في قعر الاناء الذي يحتوي المحلول فإن الوجوه التي تمس الاناء تحرم من النمو الطبيعي.

أن عملية نمو البلورات تترافق بأحداث تغيرات في المحلول الذي تنمو فيه وخاصة في المنطقة القريبة من الجسم البلوري حيث نلاحظ تشكل حيز تتناقص فيه درجة اشباع المحلول يدعى ساحة التبلور كما نلاحظ ارتفاع درجة حرارة محلول التبلور. وتؤدي هاتان الظاهرتان الى أعلى ليحل تناقص كثافة ساحة التبلور وتحرك محلول هذه المنطقة إلى اعلى ليحل محله محلول أكثر كثافة. وتتم هذه الحركة الانزياحية على شكل تيارات تدعى: تيارات التركيز تعمل تيارات التركيز على عدم تجانس المحلول الملامس لسطوح البلورة الآخذة بالنمو وبذلك فهي تؤثر على سرع نموها.

عندما تقترب البلورات النامية كثيراً من بعضها البعض فإنها تؤدي أيضاً لتشوه الشكل البلوري النظامي.

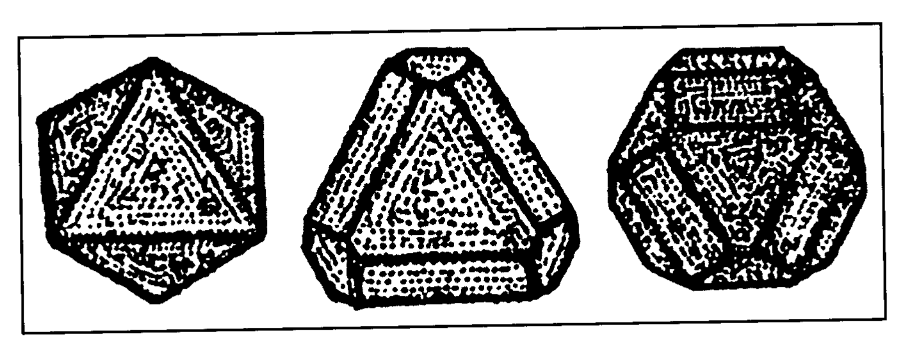
11-10-2 تأثر درجة تركيز محاليل النمو:

تتبلور مادة $KAL(SO_4)_2 \bullet 12H_2O$ بأشكال مختلفة تبعاً لتركيز محلول النمو.

أ- فتعطي المحاليل شديدة فوق الاشباع: بلورات ثمانية الوجوه.

ب- وتعطي المحاليل متوسطة فوق الاشباع: بلورات تحتوي على وجوه ثالمة للزوايا والاضلاع.

ج- وتعطي المحاليل قليلة فوق الاشباع: بلورات ذات أشكال قريبة من الكروية، (الشكل 24-11).

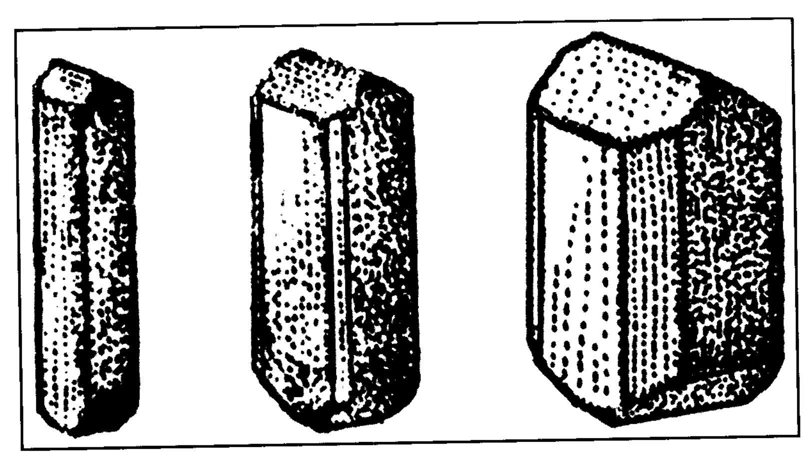


الشكل (11-24) تأثير درجة تمركز محلول النمو على شكل بلورة مركب
$KAL(SO_4)_2 \ 12H_2O$

11-10-3 تأثير اختلاف درجة حرارة المحاليل:

يبدو تأثير الحرارة واضحاً في المثال التالي:

تزداد ثخانة بلورة مادة $(MGSO_4 \ 7H_2O)$ بازدياد درجة حرارة المحلول (مع ثبات التركيز) نتيجة لنمو الوجوه الجانبية الطويلة (شكل 25-11).

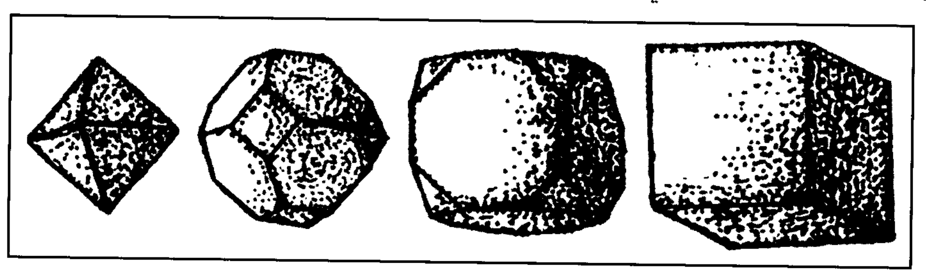


الشكل (11-25) تأثير درجة حرارة المحلول على شكل
$MGSO_4 \ 7H_2O$

11-10-4 تأثير الشوائب في المحلول:

يؤدي وجود شوائب في المحلول إلى تغير السرعة النسبية لنمو الوجوه البلورية، ومثال ذلك تحول الشكل البلوري ثماني الوجوه لمادة:

$KAL(SO_4)_2 \bullet 12H_2O$ إلى الشكل المكعب بعد المرور بمراحل انتقالية متعددة وذلك عند وجود اليود في المحلول بتراكيز متزايدة، (شكل 26-11).



الشكل (26-11) تأثير شوائب المحلول على سرعة نمو الوجوه البلورية
$KAL(SO_4)_2 \ \ 12H_2O$

بعد أن أستعرضنا أثر العوامل الخارجية عاى تشكل ونمو البلورات نستطيع أن نؤكد اقتصار هذا لاثر على سرعة نمو الوجوه فقط. دون أن يخّل، بتركيز وبنية الشبكة الفراغية.

11-11 انحلال البلورات

تنحل البلورات في المحاليل غير المشبعة، وفي السوائل النظيفة، وبعملية النصهار. يبدأ الانحلال بالرؤوس الزاوية، والاضلاع البارزة نظراً لتماسها مع المحلول غير المشبع، وتأخذ تنحل البلورات الصغيرة نهائياً.

ترتبط اشكال الانحلال البلوري ارتباطاً كبيراً بتجانسها، ويمكن للانحلال أن يأخذ اشكالاً متعددة في حالة عدم التجانس.

يحدث الانصهار عند رفع درجة الحرارة الى مافوق درجة انصهار البلورة، ويبدأ بالذرا واالضلاع لان عُقيداتها اضعف ارتباطاً بجسم البلورة من عقيدات الوجوه. وهذا يؤدي الى تكور البلورات قبل انحلالها التام.

المراجع

المراجع العربية *The Arabic Reference* :

1- الفيزياء النظرية الأساسية.

الرياض، د.مروان أحمد الفهاد، 2004.

2- الفيزياء التجريبية الأساسية.

الرياض، د. مروان أحمد الفهاد 2000.

3- أمراض القلب والأوعية

دمشق، د. محمد بسام الحلبي، 1993.

4- الفيزياء الطبية (2)

جامعة حلب، د.منير الحامض، د.طارق زعروري، د. عبدالغني قرم. 1991.

5- الفيزياء الحيوية

جامعة دمشق، د. حسين ابوحامد، 1982.

6- الفيزياء الطبيعية

جامعة تشرين، د.علي بدور، 1989.

7- الوجيز في أمراض الدم

جامعة حلب، د. محمد بديع بازرباشي، 1986.

8- خواص المادة والصوت

جامعة الإسكندرية، د. ابراهيم ابراهيم شريف، 1972.

9- الفيزياء الطبية

جامعة دمشق، د. سهام طرابيشي، 1995.

10- الفيزياء الطبية (1)

جامعة حلب، د. عبدالغني قرم، د. سهيل أباظة، د. فياض حسين، 1992.

11- الأعراض والتشخيص

جامعة دمشق، مجموعة من أعضاء الهيئة التدريسية، 1991.

المراجع الإنجليزية والفرنسية *The English and French Reference*:

1- *"Ce qù il faut savoir en phsiqe"*

Boulogne, Atlani. R, 1985.

2- *"Physiqe appliqée"*

Paris, Beiser. A, 1985.

3- *"Optique"*

Paris, Bruhat. M, 1942.

4- *"Medical Physics"*

NewYork, Cameron. J.R, Skofronick. J. G, 1978.

5- *"Physics terminale D"*

Paris. Degurse. A.M, Gozard. F, Soulié. L, 1989.

6- *"Medical Physics, volume (3)"*

NewYork, Damask. A.C, Swenberg. C. E, 1984.

7- *"Medical Physics, volume (2)"*

NewYork, Damask. A.C, 1981.

8- *"Biophysique (2)"*

Paris, David. R, Henry.F, 1981.

9- *"Biophysique (1)"*

Paris, David. R, 1979.

10- *"Medical Physics, volume (1)"*

NewYork, Damask. A.C, 1978.

11- *"Physique et Bio Physique"*

Paris, Dutrix. G, Desgrez. A, Bok. B, Chevalier. C, 1973.

12-*"Optique"*

Paris, Hecht. E, 1985.

13- *"Biophysique Medicale, Tome (2)"*

Montpellier, Llory. J, Callis. A, Mathieu. J. C, 1987.

14- *"Biophysique Medicale, Tome (1)"*

Montpellier, Llory. J, Callis. A, Mathieu. J. C, 1986.

15- *"Phénoménes Vibratoires"*

Paris, Maury. J. P, 1970.

معجم المصطلحات الأجنبية

العربية	الفرنسية	الانجليزية
	(A)	
بطن	*abdomen*	*abdomen*
ماص	*absorbant*	*absorbent*
امتصاص	*absorption*	*absorption*
تكثيف، مطابقة	*accomodation*	*accomodation*
القرفصاء	*accroupie*	*prone*
تراكم	*accumulation*	*accumulation*
حمض	*acide*	*acid*
حمض أميني	*a. aminé*	*amino a.*
اكتساب، اقتناء	*acquisition*	*acquisition*
مقياس الفاعلية	*activiméter*	*activimeter*
فاعلية	*activité*	*activity*
فاعلية نوعية	*a. spécifiqe*	*specific a.*
حدّة	*acuité*	*acuity*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
حدة البصر	*a. visuelle*	*a. of vision*
مُلتئم، لؤمة	*adaptateur*	*adapter*
تراكم، تجمع	*agglomeration*	*agglomeration*
تحوّل كظوم	*adiabatique*	*adiabatic*
تكّدس	*aggregation*	*aggregation*
حادّ (صوت)	*aigu*	*acute*
زلال (ألبومين)	*albumine*	*albumin*
معلقات زلالية	*macroaggregates d'a*	*a. macroaggregates*
قلوية ترابية (معادن)	*alcaline-terreux*	*alkaline terra*
مقرنية (خلية)	*amacine*	*amacine=amakrine*
سيرية (طريقة تشخيص)	*ambulatoire*	*ambulatory*
اتساع، مطال	*amplitude*	*amplitude*
سلوى	*aminotique*	*aminotic*
مضخم	*amplificateur*	*amplifier*
مضخم السطوع	*a. de brillancs*	
صورة ضوئية مضخمة	*ampliphotographie*	*ampliphotography*
مثليَّة، مشابهة	*analogie*	*analogy*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
تحليل	*analyse*	*analysis*
محلّل	*analyseur*	*analyzer*
التشريح	*anatomie*	*anatomy*
التشريح المرضي	*a. pathologique*	*morbid a.*
لا سائلي (مقياس ضغط)	*anéroîd*	*aneroid*
ام الدّم (الابهرية)	*anévrysme*	*aneurysm*
تصوير القلب والأوعية	*angiocardiographie*	*angiocardiography*
تصوير الأوعية	*angiographie*	*angiography*
تصوير أوعية القلب	*a. cardique*	*cardiac a.*
تصوير أوعية الدماغ	*a. cérébral*	*cerebral a.*
مبحث الأوعية والأعصاب	*angioneurologie*	*angioneurology*
وعاؤوم (ورم وعائي)	*angiome*	*angioma*
رأب الأوعية	*angioplastie*	*angioplasty*
تفاني	*annihilation*	*annihilation*
مصعد	*anode*	*anode*
مصعد ثنائي الحزمة	*a. biconique*	
مصعد دوّار	*a. tournante*	

العربية	الفرنسية	الانجليزية
مضاد وظيفي	*antagoniste*	*antagonist*
الضد	*anticorps*	*antibody*
الأضداد وحيدة النسيلة	*a. monoclonaux*	
المسضد	*antigéne*	*antigen*
الأبهر	*aorta (aorte)*	*aorta*
انقطاع النفس	*apnée*	*apnea*
منع ارتفاع الحرارة	*apyrogénicité*	
شريان	*artére*	*artery*
شرينات	*artérioles*	
تخافت	*assourdissement*	*deafe*
لاتناظر	*asymétrie*	*asymmetry*
عصيدة	*athérome*	*atheroma*
لا رضّي	*artsumatique*	*artsumatic*
تخامد، توهين	*attenuatuon*	*attenuatuon*
قياس السمع	*audiométrie*	*audiometry*
الاستماع	*audition*	*audition*
تسمعى (طريقة)	*ausculatorie*	*ausculatory*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
الربط الذتي (تابع)	*autocorrélation*	*autocorrelation*
تصوير الإشعاع الذاتي	*autoradiographie*	*autoradiography*
إبطي (عقدة)	*axillarie*	*axillary*
محوار (الخلية)	*axone*	*axon*

(B)

العربية	الفرنسية	الانجليزية
مسح (الشاشة)	*balayage*	*scanning*
مسح دائري	*b. circulaire*	*circular s.*
مسح خطي	*b. linéaire*	*linear s.*
شريط	*bande*	*band*
شريط مغنطيسي	*b. magnétique*	*magnetic b.*
قاعدي (غشاء)	*basilaire*	*basilar*
عصى (عصىّ)	*bàtonnet*	*rod*
ذات الرأسين (العضلة)	*biceps*	*biceps*
رقائقي مضاعف	*bilminair*	*bilminar*
ثنائي	*binaire*	*binary*
بالأذنين (استماع)	*binarale*	*binotic*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
بالعينين (إبصار)	*binoculaire*	*bionocular*
ثنائي الاسم	*binôme*	*binomial*
كهرحيوي	*bioélectrique*	*bioelectric*
خزعة	*biopsie*	*biopsy*
ذو قطبين	*bipolaire*	*bipolar*
عروة، حلقة	*boucle*	*loop*
طنين الأذن	*bourdonnement*	*singing*
اللُجم (عينية)	*brides*	*bridle*
سطوع، بريق، لمعان	*brillance*	*brillance*
ضجيج	*bruit*	*noise*
كلمة (في الملوميات)	*byte*	*byte*
نبضة	*pulse*	*beat*

(C)

العربية	الفرنسية	الانجليزية
كاميرا	*caméra*	*cammera*
كاميرا غاماوية	*c. gamma*	*gamma c.*
كاميرا موزترونية	*c. à positrons*	*positrons c.*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
سرطان	*cancer*	*cancer*
كاشف	*capteur*	*collector*
الخاصة الشعرية	*capillarité*	*capillarity*
أسر	*capture*	*capture*
أسر إلكتروني	*c. électronique*	*electronic c.*
قلبي المنشأ	*cardiogéne*	*cardiogenic*
قلبي وعائي	*cardiovasculaire*	*cardiovascular*
السباتي (الشريان)	*carotide*	*carotid*
نخر، تسوس	*carie*	*caries*
عُلَيِّبة، حافظة (فلم)	*cassette*	*cassette*
الماء الأزرق (عينية)	*cataracte*	*cataract*
قثطرة	*cathétérization*	*catheterization*
مهبط	*cathode*	*cathode*
اجوف	*cava*	*cava*
	c. inférieure	
خلايا	*cellules*	*cells*
خلايا مهدبة	*c. ciliées*	*bristle c's*

الانجليزية	الفرنسية	العربية
centering	*centrage*	تمركز
centrifugal	*centrifuge*	نابذ
cervical	*cervical*	رقبي، عنقي
cholangiography	*cholangiographie*	تصوير الأوعية الصفراوية
choledochus	*cholédoqus*	قناة الصفراء
choroid	*choroide*	المشيمية
chromophore	*chromophore*	حامل اللون
cinetic	*cinétique*	حركية
circuits	*circuits*	دارات
integrated c.	*c: integrés*	دارات مدموجة
cinsternography	*cinsternographie*	صورة صهريجية
clinic	*cliniqe*	سريري
coagulation	*coagulation*	تخثر
cochlea	*cochlée*	قوقعة (أذنية)
code	*code*	ترميز
coeur	*coeur*	القلب
cognition	*cognition*	استعراف

العربية	الفرنسية	الانجليزية
مغراء، كولاجين	*collagéne*	*collagen*
مسدد	*collimateur*	*collimator*
تسديد	*collimation*	*collimation*
تنظير المهبل	*colpscopie*	*colpscopy*
استبدال، تعويض	*commuter*	*commutate*
قابلية الأنضغاط	*compressibilité*	*compressibility*
عداد	*computer*	*counter*
عداد تناسبي	c. *proporionnel*	*proporional c.*
تركيز	*concentration*	*concentration*
مرافق	*concomitant*	*concomitant*
مجرى السمع	*conduit auditif*	*auditive condut*
الجذع الشرياني	*cônes arteriel*	*arterial cone*
مخروط، مخاريط	*cônes*	*cones*
صامتة (حروف)	*consonnes*	*consonant*
تضييق	*constriction*	*constriction*
المستمرة (أطياف)	*continus*	*continued*
قابل للتقلُّص	*contractile*	*contratible*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
تشوه	contrainte	contraint
تباين	contraste	contrast
حركة الحمل	convection	convection
محوّل	convertisseur	converter
تلفيف	convolution	convolution
القرنية	cornée	cornea
إكليلي	cornaire	cornary
جسم، جسيم	corps	humor
الجسم الزجاجي	c. vitré	vitreous h.
جسيمي	corpusculaire	corpuscular
جسيم	corpuscule	corpusculum, corpuscle
كورتي (عضو)	corti	corti
قشري	cortical	cortical
قطع	coupe	section
قحف	crane	cranium
معالجة قرِّية (بالبرودة)	cryothérapie	cryotherapy

العربية	الفرنسية	الانجليزية
	(D)	
تصريفات	*débits*	*flow*
تصريفات دماغية	*d. cérébraux*	*cerebral f.*
تصريفات دموية	*d. sanguins*	*blood f.*
استنطاق	*décodage*	*decodage*
انفصال (الشبكية)	*decollement*	*detachment*
تحريك	*défilement*	*movement*
إزالة التضمين	*démodulation*	*demodulation*
تخامد		*damping*
كثافة	*densité*	*density*
	d. tissulaire	*d. of the tissue*
ديوكسي غلوكوز	*déoxyglucose*	*deoxyglucose*
نفاذ، إقفار	*déplétion*	*depletion*
إقفار شديد	*d. massive*	*large d.*
إنحراف	*dérive*	*drift*
كاشف، مكشاف	*détecteur*	*detector*
كاشف السطوع	*d. de brillance*	*d. of brillance*

الانجليزية	الفرنسية	العربية
diagnosis	*diagnostic*	تشخيص
diastole	*diastole*	انبساط
diastolic	*diastolique*	انبساطي (انضغاطي)
deferred	*différé*	مرجأ (زمن)
diffraction	*diffraction*	انعراج
diffusion	*diffusion*	انتثار، انتشار، تبعثر
diffuse	*diffus*	منتثر، منشر (سرطانات)
diffuser	*diffusqnt*	مبدد
dilation	*dilatation*	توسع، توسيع
dioptry	*dioptrie*	كسيرة (بصريات)
dipolar	*dipolaire*	
directivity	*diréctivité*	توجهية (حزمة اللازر)
discontinuous	*discontinus*	متقطعة (أطياف)
disparity	*disparité*	تغاير
disc	*disque*	قرص
magnetic d.	*d. magnétique*	قرص مغناطيسي
dissemination	*dissémination*	انتشار خلايا الورم

العربية	الفرنسية	الانجليزية
جرعة (دواء، إشعاع)	*dose*	*dose*
قياس الجرعة	*dosimétrie*	*dosimetry*
مسند	*dossier*	*holding*
دينميكية	*dynamique*	*dynamic*
مصعد ثانوي	*dynode*	*dynode*
مصعد ثانوي مضاعف	*d. multiplicqtrice*	*multipling d.*
ثَدَن، خلل التنسج	*dysplasia*	*dysplasia*
مثدون، مختل التنسج	*dysplastique*	*dysplastic*

(E)

العربية	الفرنسية	الانجليزية
تباعد	*écqrt*	*divergence*
تباعد زاوي	*e. qngulqire*	
درجة	*échelon*	*degree*
تصوير الصدى	*échographie*	*echography*
تصوير الصدى بالأمواج فوق الصوتية	*e. ultrasonore*	*ultrasonic e.*
تنظير الصدى	*échoscopie*	*echoscopy*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
صدى السبين	*écho de spin*	*spincho*
تصوير الصدى المقطعي	*échotomographie*	*echotomography*
دريئة، شاشة	*scran*	*screen*
المرونة	*elasticité*	*elasticity*
دريئة تنظير	*e. de rqdioscopie*	*r. protector*
دريئة واقية	*é. protecteur*	*proector*
دريئة داعمة	*é. renforçateur*	*reinforcing. p*
التخطيط الكهربائي للقلب	*élecrocardiographie*	*elecrocardiography*
التخطيط الكهربائي للدماغ	*élecroencéphalographie*	*elecroencephalography*
كهرطيسي (إشعاع)	*électromagnétique*	*electromagnetic*
التخطيط الكهربائي للعضلات	*électomyographie*	*electomyography*
العلاج الكهربائي	*électothérapie*	*electotherapy*
صِمَّة (ج: صِمَّات)	*embole*	*embolus*
انصمام	*embolie*	*embolism*
بث، إصدار، خروج	*émission*	*emission*
إصدارية	*emissivité*	*emissivity*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
اللمف الداخلي	*endolymphe*	*endolymph*
منظار داخلي، مجواف	*endoscope*	*endoscope*
احتمال (العضلات)	*endurance*	*stamina*
تسجيل	*enregistrment*	*registration*
انزيمي	*enzymiatique*	*enzymic*
نشر (رياضيات)	*épandage*	
صَرَع	*épilepsie*	*epilepsy*
اختبار	*épreuve*	*test*
اختبار الجهد	*e. dèffort*	*effort. t*
معابرة	*etqlonnqge*	*gauging*
ليزر الإكزيمر	*excimére*	*excimer*
مجاري الطرح	*excretrices*	*excretory*
استقصاء	*exporation*	*exporation*
تعرّض	*exposition*	*exposure*
انطفاء	*extinction*	*extinction*
لا صميمي	*extrinséque*	*extrinsic*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
	(F)	
رجفان	*fabrillation*	*fabrillation*
رجفان أذيني	*f. quriculaire*	*auricular .f*
فِلم	*fasceau*	*pencil*
حزمة	*film*	*film*
فلم الأشعة	*f. rqdiologique*	*X-ray f.*
ترشيح	*filtraton*	*filtration*
انشطار	*fission*	*fission*
مرن	*flexible*	*flexible, flexile*
تموّج، تذبذب	*fluctuation*	*fluctuation*
فلورة، تألق	*fluorescence*	*fluorescence*
تصوير التألق	*fluorographie*	*fluorography*
تنظير التألق	*fluoroscopie*	*fluoroscopy*
تدفق (دموي،مغنطيسي)	*flux*	*flux*
محرقي، بؤري	*focal*	*focal*
مبئّرة (عدسة)	*focussée*	*focussed*

الانجليزية	الفرنسية	العربية
functional	*functionel*	وظيفي
fundamental	*fundamental*	أساسي
focus	*foyer*	بؤرة
optic f.	*f. optique*	بؤرة ضوئية
thermic f.	*f. thermique*	بؤرة حرارية
frequency	*fréquence*	تواتر، تردد

(G)

الانجليزية	الفرنسية	العربية
gamma	*gamma*	غاما (أشعة)
camera g.	*g. caméra*	
ganglionic	*ganglionnqire*	عقدية (خلية)
glioma	*gliôme*	ورم دبقي، دبقوم
grave	*grave*	غليظ (صوت)
grid	*grille*	شبكة

(H)

الانجليزية	الفرنسية	العربية
harmonics	*harmoniques*	المتوافقيات
red blood corpuscle	*hémqties*	كريات الدم

الانجليزية	الفرنسية	العربية
hematology	*hématologie*	مبحث الدم
hematoma	*hématome*	ورم دموي
hemodynamic	*hémodynamique*	دينميكية الدم
hemostasis	*hémostase*	إرقاء
hepatic	*hépatique*	كبدي
hilus	*hile*	نقير
hammer		مطرقة
h. hepatis	*h. du foie*	نقير الكبد
hippurate	*hippurate*	هيبورات
homogeneity	*ho,ogeneité*	تجانس، تناسق
holography	*holographie*	
horizontal	*horizontale*	أفقية (خلية)
humeral	*humérale*	عضدي (شريان)
humor	*humeur*	خلط
aqueous h.	*h. aqueuse*	الخلط المائي
vitreous h.	*h. vitré*	الخلط الزجاجي
hydrostatic	*hydrostatique*	التوازن الهيدروستاتيكي

العربية	الفرنسية	الانجليزية
فرط التواترات	*hyperfréquence*	*hyperfrequency*
فرط الدينميكي	*hydrodynamique*	*hydrodynamic*
محب للماء	*hydrophile*	*hydrophile*
كاره للماء	*hydrophobe*	*hydrophobe*

(I)

العربية	الفرنسية	الانجليزية
معداد	*ictométer*	*ictometer*
حرقفي	*iliaque*	*iliac*
صورة	*image*	*image*
معاوضة (صوتية، كهربائية)	*impédance*	*impedance*
شك، ارتياب	*imprécision*	*lack of precision*
اشتمال، تغلغل	*inclusion*	*inclusion*
تحريض، إثارة	*induction*	*induction*
احتشاء	*infarctus*	*infarct*
معلوميات	*informatique*	*informatics*
تحت احمراء	*infrarouge*	*infrared*
استنشاق	*inhalation*	*inhalation*

الانجليزية	الفرنسية	العربية
injection	*injection*	زَرق، حقن
in- situ	*in- situ*	في موضعه (سرطان)
insuflation	*insuflation*	النفخ
untimely	*intempestif*	طارئ، عير متوقع
intensity	*intensité*	شدة
integrator	*integrateur*	مكامل
interference	*interférence*	تداخل
intra-luminal	*intra-luminale*	داخل الشريان
intra-nucleus	*intra-nucléaire*	داخل النواة
intravenous	*intra-veineuse*	داخل الوريد
invariant	*invariant*	ثابت
in vitro	*in-vitro*	في الزجاج
in vivo	*in-vivo*	في الجسم الحي
iris	*iris*	القزحية
irradiation	*irradiation*	تشعيع
ischemic	*isch2miaue*	إقفارية
isobar	*isobare*	تساوي الضغط

العربية	الفرنسية	الانجليزية
مماكب	*isomére*	*isomeric*
نظير	*isotope*	*isotope*
متماثل المناحي	*isotrope*	*isotrope*
	(J)	
التوامية (العضلة)	*jumeaux*	
	(K)	
تخطيط التموج	*kymographie*	*kymography*
جراب	*kyste*	*cyste*
	(L)	
التيهية (سوائل الأذن)	*labyrinthique*	*labyrinthine*
رقائقي	*laminair*	*laminar*
ليزر	*laser*	*laser*
كامنة (صورة)	*latente*	*latent*
عدسة	*lentille*	*lens*
عدسة لاصقة	*l. de contact*	*contact l.*
إصابة، آفة	*lésion*	*lesion*

الانجليزية	الفرنسية	العربية
smoothing	*lissage*	تنعيم
lithotrite	*lithotriteur*	مفتت الحصى
longitudinal	*longitudinale*	طولانية (مركبة المغنطة)
wavelegth	*longueur dònde*	الطول الموجي
lens, mangnifying glass	*loupe*	مُكَبَّرة
electronic. l	*l-électronique*	مكبرة إلكترونية
luminance	*luminance*	لمعان
lymphography	*lymphographie*	التصوير اللمفي
lyophilised	*lyophylisé*	المجفَّد (المجفف بالتجميد)

(M)

الانجليزية	الفرنسية	العربية
jaw	*màchoire*	الفك
macroscopy	*macroscopique*	الجهرية (الفيزياء)
magnetoencephalo-graphy	*magnétoencéphalo-graphie*	تصوير مغنطيسية الدماغ
magnetometer	*magnétomèter*	مقياس المغنطيسية
magnetoscope	*magnétoscope*	منظار المغنطيسية

العربية	الفرنسية	الانجليزية
منطقة الخلايا الكبيرة	*magnocellulaire*	*magnocellular*
موسوم	*marqué*	*marked*
الكتلة الذرية	*mass atomique*	*atomic mass*
المتورمة (اثداء)	*mastosique*	
مصفوفة	*matrice*	*matrix*
الطب النووي	*médicine nucléaire*	*nuclear medicine*
وسيط	*médiateur*	*mediator*
أدوية	*médicaments*	*medicament*
مُلاني	*mélanique*	*melanotic*
الغشاء	*membrane*	*membrane*
السادّ التالي (عينية)	*membranule*	
ورم سحائي	*méningiome*	*meningiome*
إياسية (أثداء)	*ménopausique*	*menopausic*
قياس	*mesure*	*mesure*
استقلاب	*métabolisme*	*metabolism*
شبه مستقر	*métastable*	*metastable*
نقلية	*métastase*	*metastasis*

الانجليزية	الفرنسية	العربية
microphonia	*microphonie*	صفف الصوت
microprocessor	*microprocesseur*	معالج مكروي
microspheres	*microsppéres*	كريات مكروية
mitral valve	*valvule mitrale*	الصمام التاجي
mitochodrions	*mitochodries*	المتقدّرات
modulation	*modulation*	تضمين
monitor	*moniteur*	جهاز مراقبة
monoecho	*monoécho*	وحيد الصد
monophoton	*monophoton*que	وحيد الفوتون
morphology	*morphologie*	الشكلياء
word	*mot*	كلمة
motor	*motrices (unités)*	وحدات محركة
multisection	*multicoupes*	متعدد المقاطع
multidetector	*multidétectuer*	متعدد الكواشف
multiecho	*multiécho*	متعدد الاصداء
myocardium	*myocarde*	العضلة القلبية

الإنجليزية	الفرنسية	العربية
	(N)	
nebula	*nébuleuse*	ضبابي
necropsy	*nécropsie*	فتح الجثة
necrosis	*nécrose*	نخر
necrotizing	*nécrosique*	ناخر
negatoscope	*négatoscope*	منظار الصور الشعاعية
neuromagnetometer	*neuromagnétomèter*	مقياس المغنطيسية العصبية
neurons	*neurones*	عصّبونات
triquetrum n.	*n. pyramidaux*	عصّبونات هرمية
neuroadiology	*neuroadiologie*	العصبية الشعاعية
levelling	*nivellement*	تسوية
nucleus	*noyau*	نواة
neuclear	*neucléaire*	نووي
nucleon	*nucléon*	نكليون
digital	*numérique*	رقمي
digitalisation	*numérisation*	ترقيم

الانجليزية	الفرنسية	العربية
	(O)	
obsterics	*obstérique*	توليد
occlusive	*occlusive*	مقفل (حرف)
oculomotor	*oculo-moteur*	محرك المقلة
shock wave	*opacifiants*	المظللات
opacifier	*o. de choc*	موجة الصدم
wave	*onde*	موجة
optics	*optique*	بصريات
	optode	حساس ضوئي
organ	*organe*	عضو
otorhinolaryngology	*otorhinolaryngologie*	مبحث الأنف والأذن والحنجرة
coded aperture	*ouvrerture codeé*	فتحة مرمَّزة
oxydase	*oxydase*	اكسيداز
	(P)	
palpatory	*palpatoire*	جسيَّة (طريقة)

العربية	الفرنسية	الانجليزية
البكرياس (المعثكلة)	*panceréas*	*pancereas*
راسم الصدى الشامل	*pantographe*	*pantograph*
برنشيم، متن	*parenchyme*	*parenchyma*
منطقة الخلايا الصغيرة	*parvocéllulaire*	*parvocellar*
مبحث الامراض	*pathologie*	*pathology*
إدراك	*perception*	*perception*
قابلية التحسس	*perceptilité*	*perceptility*
تروية	*perfusion*	*perfusion*
اللمف المحيطي	*perilymphe*	*perilympha*
الدور الفيزيائي	*périod physique*	*period*
الدور البعدي	*périod spaciale*	*spacial p.*
تمعُجي	*péristaltique*	*peristalsis*
حول الحشوي	*périviscerale*	*perivisceral*
الفقدان، الخسارة، نزف	*pertes*	*floodin*
مهبط ضوئي	*photocathode*	*photocathode*
فوتو كيميائي	*photochemique*	*photochemical*
تخثر ضوئي	*photocoagulation*	*photocoagulation*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
فوتودينميكي	*photodynamique*	*photodynamic*
كهرضوئي	*photoélectrique*	*photoelectric*
مضاعف فوتوكهربائي	*photomultiplicateur*	*photomultiplier*
مستقبلات ضوئية	*photoreceptor*	*photoreceptor*
الفيزيولوجيا	*physiologie*	*physiology*
كهرضغطي	*piézoélectrique*	*piezoelectric*
بيون (الذرة)	*pion*	*pion*
محور، مرتكز (صائر)	*pivot*	*pivot*
عنصر صورة	*pixel*	*pixel*
المستوى المحرقي	*plan focal*	*focal plane*
بليغسفلاس	*plexiglass*	*plexiglass*
رصاصي	*plumbicon*	*plumbicon*
متعدد الالوان	*polychromatique*	*polychromatic*
سليلة مخاطية	*polype*	*polyp*
متعدد حدود	*polytôme*	
بوزترون	*positron*	*positron*
النبض	*pulse*	*pulse*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
الرئة	*poumon*	*lung*
حركة المبادرة	*précession*	*precession*
عدد النقاط المتقدم	*précompte*	*previous deduction*
طلائع (الدنا)	*précurseurs*	*precursor*
الضغط الصوتي	*pression acoustique*	*acoustic pressure*
الضغط المائي الساكن	*p. hydrostatique*	*hydrostatic p.*
الضغط الشرياني	*p. artérielle*	*arterial p.*
الزمن المتقدم	*prétemps*	
معالج	*processeur*	*processor*
مستحضر تباين	*produit de contraste*	*contrast product*
إسقاط، مسقط	*projection*	*projection*
اقتسام خلوي	*prolifération*	*proliferation*
نماذج بدئية	*prototypes*	*prototypes*
تصوير مقطعي كاذب	*pseudotomographique*	*pseudotomographic*
الصداف	*psoriasis*	*psoriasis*
حدقة العين	*pupille*	*pupil*
استطاعة سطحية	*puissance surfacique*	*surface power*

الانجليزية	الفرنسية	العربية
	(Q)	
quality	*qualité*	الجودة
quantification	*quantification*	تكمية
quantic	*quantique*	كمومي
quantitative	*quantitative*	كمّي
quantum	*quantum*	كم
q. of magnetic flux	*q. de flux magnétique*	كم التدفق المغناطيسي
	(R)	
spine	*rachis*	السيساء
radial	*radiale*	كعبري، شعاعي
radiant	*radiant*	مشع
radioactive	*radioactive*	فعّال إشعاعياً، مشع
radioactivity	*radioactivité*	فاعلية إشعاعية
radioafferent	*radioafférent*	الجملة الواردة الشعاعية
radioelement	*radioélement*	عنصر إشعاعي
radiogenic	*radiogéne*	مولِّد الأشعة

العربية	الفرنسية	الانجليزية
صورة شعاعية	*radiographie*	*radiography*
دراسات المناعة الإشعاعية	*radio-immumologie*	*radio immumology*
الراديولوجيا	*radiologie*	*radiology*
نظير المشع	*radioisotope*	*radioisotope*
التصوير الضوئي الشعاعي	*radiophotographie*	*radiophotography*
الوقاية الإشعاعية	*radioprotection*	*radioprotection*
تنظير شعاعي	*radioscopie*	*radioscopy*
قياس الحرارة الإشعاعية	*radiothermométrie*	*radiothermometry*
عناصر التقفي الإشعاعي	*radiotraceurs*	*radiotracer*
رام (ذاكرة)	*RAM*	*RAM*
إشعاع	*rayonnement*	*rays*
اشعة سينية	*rayons-X*	*X-ray*
مستقبل	*récepteur*	*receptor*
معيد البناء	*reconstruteur*	*reconstrutor*
ترميمية (جراحة)	*reconstructive*	*reconstructive*
انعكاس	*réflection*	*reflection*
انكسار	*réfraction*	*refraction*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
منظم	*regulate*	*regulator*
استرجاء	*relaxation*	*relaxation*
تجديد (الخلايا)	*renouvellement*	
ترشيد	*repérage*	
نسخ، تمثيل، إظهار	*reproduction*	*reproduction*
المقدرة الفاصلة	*résolution*	*resolution*
المقدرة الفاصلة المحورية	*r. axial*	*axial r.*
المقدرة الفاصلة المكانية	*r: spaciale*	*spacial r.*
المقدرة الفاصلة العرضانية	*r. transversale*	*transversal r.*
تجاوب	*résonance*	*resonance*
التجاوب المغنطيسي النووي	*r. magnétique nucléaire*	*N.M.R*
مجاوب	*resonateur*	*resonator*
الشبكية	*rétine*	*retina*
مسقط الشبكية على القشرة	*rétinotopique*	*retinotopic*
فعل منعكس	*retroaction*	*retroaction*
جهاز إسقاط خلفي	*retroprojecteur*	*retroprojector*
الانسيابية	*rheologie*	*rheology*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
إنسان آلي	*robotique*	*robotic*
صلابة، شدة	*robustesse*	*robustness*
روم (ذاكرة)	*ROM*	*ROM*
دوران- انسحاب	*rotation-translation*	*rotation-translation*
	(S)	
مفراس، ماسح	*scanner*	*scanner*
تصوير تفرسي	*scanographie*	*scanography*
تصوير ومضاني	*scintigraphie*	*scintigraphy*
وامض	*scintillateur*	
ومضان	*scintillation*	*scintillation*
مفراس ومضاني	*scintiscanner*	*scintiscanner*
منظار	*- scope*	*- scope*
تنظير	*- scopie*	*- scopy*
الحساسية	*sensibilité*	*sensibility*
حسي	*sensorielle*	*sensory*
التوشظ	*sequestration*	*sequestration*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
أثلام	*sillons*	*furrow*
مراكز الاستقبال	*sites récepteurs*	*sites*
النعلية (العضلة)	*soléaris*	*soleus*
تجسيد	*somatisation*	*somatization*
صوت نقي	*son pur*	*pure sound*
مجس	*sonde*	*probe*
سبر	*sonder*	*probing*
الشدة الصوتيه	*sonie*	*sonie*
مصدر، منبع	*source*	*source*
الطرح الرقمي	*soustraction numérique*	*digital soustraction*
نوعي	*spécifique*	*specific*
مقياس الطيف	*spectrométre*	*spectrometer*
مقياس ضغط نبضي	*sphygmomanométre*	*sphygmomanometer*
سبين نووي	*spin nuléaire*	*nulear spin*
العدّاء (ج: عدائون)	*spinters*	*spinter*
الأورام الظاهرية	*squirrhe*	

العربية	الفرنسية	الانجليزية
قياس التوتر السطحي بالنقطة الساقطة	*stalagmometrie*	*stalagmometry*
تضيق	*stenose*	*stenosis*
تعقيم	*stérilité*	*sterility*
الأهداب المجسمة	*stéréocils*	*stereocilia*
سماعة الصدر الطبية	*stéthoscope*	*stethoscope*
تنبيه	*stimulation*	*stimulation*
إحصائي	*stochastique*	*stochastic*
سطور	*stries*	*striae*
	structure	*structure*
الأساسي الفائق	*suprafondamentale*	*suprafundamental*
مشبك (ج: مشابك)	*synapse*	*synapse*
تواقتية	*synchrone*	*synchronous*
التركيب	*synthése*	*synthesis*
جهاز جولان للدم	*systémique*	*systemic*
الانقباضي	*systolique*	*systolic*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
	(T)	
وشم	*tatouge*	*tattooing*
القفي (الغشاء)	*tectoriale*	*tectorial*
الاتصال عن بعد	*télécommunication*	*telecommunication*
القياس عن بعد	*télémetrie*	*telemetry*
التصوير الحراري عن بعد	*téléthermographie*	*telethermography*
توتر، توتير	*tension*	*tension*
التصوير الحرارية	*thermographie*	*thermography*
الرؤية الحرارية	*thermovision*	*thermovision*
الصدر	*thorax*	*thorax*
حصاد أو خثرة	*thrombus*	*thrombus*
الغدة الدرقية	*thyroide*	*thyroid*
نسيج	*tissus*	*tissue*
مقياس الكثافة المقطعية	*tomodensitométre*	*tomodensitometer*
قياس الكثافة المقطعية	*tomodensitométrie*	*tomodensitometey*
راسم مقطعي	*tomographe*	*tomograph*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
صورة مقطعية	*tomographie*	*tomography*
تصوير مقطعي طولاني	*t. longitudinale*	
تصوير مقطعي عرضاني	*t. axiale transverse*	
صورة مقطعية بالتنظير الشعاعي	*t. radioscopique*	
تنظير مقطعي	*tomoscopie*	*tomoscopy*
التركيب المقطعي	*tomosynthése*	*tomosynthesis*
ارتفاع (الصوت)	*tonie*	*tonie*
الموقع التواتري	*tonotopique*	*tonotopic*
دوامة، خذرف (بلبل بالعامية)	*toupie*	*spinning-top*
الكل أو لا شئ	*tout-ou rien*	*all or none*
عنصر تقفي	*traceur*	*tracer*
معالجة (معلوميات)	*traîtement*	*treatment*
ترجام (محوِّل الطاقة)	*transducteur*	*transducer*
تحويل الطاقة	*transduction*	*transduction*
قاعدة، أطار، هيكل، شبكة	*trame TV*	*trame*
تحويل فورييه	*transformée de fourier*	
انتقال، تحول	*transition*	*transition*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
راض	*traumatique*	*traumatic*
الاثفية الفخذية	*trépied fémoral*	*femoral tripod*
الصمام الثلاثي الشرف	*valvule tricuspide*	*tricuspid valve*
جذوع وق أبهرية	*troncs supra-aotique*	
ورم	*tumeur*	*tumor*
دورة (الادنوسين)	*turn over*	
الطبلي	*tympaniaue*	*tympanic*
غشاء الطبل		*eardrum*

(U)

العربية	الفرنسية	الانجليزية
الإحليل	*uréthre*	*urethra*
تصوير الجهاز البولي	*urographie*	*urography*

(V)

العربية	الفرنسية	الانجليزية
الأوعية	*vaisseaux*	*vasa*
تبخير	*vaporisation*	*vaporization*
تلوين الأوعية	*vascularisation*	*vascularization*
تضيّق الأوعية	*vasoconstriction*	*vasoconstriction*

العربية	الفرنسية	الانجليزية
توسّع الأوعية	*vasodilation*	*vasodilation*
متّوتر وعائي	*vasopresseur*	*vasopressor*
موجة،محور	*vecteur*	*vector*
الوريد	*vein*	*vein*
وريدات	*veinules*	
سرعة حركة الدم	*vélocimétrie sanguine*	
بطينات (مخية)	*ventricules*	*ventriculi*
عيوش	*viable*	*viable*
اهتزاز	*vibration*	*vibration*
صور مرئية	*vidéo*	*video*
أحشاء	*viscéres*	*viscra*
لزوجة	*viscosité*	*viscosity*
إبصار	*vision*	*vision*
إبصار بالعينين	*v. bionoculaire*	*bionocular v.*
إبصار الألوان	*v. des couleurs*	*chromatic v.*
إبصار ليلي	*v. nocturne*	*nocturnal v.*
إظهار	*visualisation*	*visualization*

العربية	الفرنسيّة	الانجليزية
عنصر حجمي	*voxel*	*voxel*
حروف المدّ	*voyelles*	*vowel*
التصوير الكهراكدي	*xérographie*	*xerography*
لازر ياغ(عقيق ايتريوم والألمنيوم)	*Yag*	*Yag*